

Systemanalyse der optisch-vestibulären Interaktion bei der Wahrnehmung der Vertikalen* **

NORBERT BISCHOF und ECKART SCHEERER

Max-Planck-Institut für Verhaltensphysiologie, Seewiesen
und Erling-Andechs

Eingegangen am 25. Mai 1970

Systems Analysis of Optic-Vestibular Interaction in the Perception of Verticality

Summary. The problem of CNS processing of vestibular and optical data in the perception of the vertical was used to develop a methodology of cybernetical systems analysis. The analysis is proposed as a useful new approach in perceptual psychology.

Three *Ss* continuously adjusted a luminous rod to the phenomenal vertical. The background of the rod was a field of stripes slowly rotating in the fronto-parallel plane around *S's* visual axis. *Ss* were in different degrees of body tilt when making the adjustments.

Data were interpreted using a block diagram model, which was developed in successive steps. Each premise used in the construction of the model is discussed extensively. Essentially, the model can be described by the following propositions:

1. The (approximative) direction constancy of phenomenal space under conditions of head tilt depends on an *orthogonal* transformation of the phenomenal space coordinates, the direction of the transformation being opposed to that of head tilt ("compensation theorem").

2. Under the conditions of our experiment, the compensatory rotational transformation essentially is controlled by the *vestibular* and *visual systems*.

3. The vestibular system by itself is capable of controlling the rotational transformation; however, its activity is supported by visual influences, which are superimposed in an *additive* manner ("superposition hypothesis").

* Wir danken den Herren Gerhard Göldner und Benedikt Neff, Seewiesen, für die Erstellung der Versuchsanordnung, unseren Versuchspersonen für ihre Teilnahme an den recht strapaziösen Experimenten, der Deutschen Forschungsgemeinschaft für finanzielle Unterstützung und schließlich allen, die unsere Arbeit mit uns diskutiert haben, insbesondere Herrn Dr. Eckart Butenandt, Seewiesen, für Kritik und Anregungen.

** *Anmerkung der Herausgeber.* Der Aufsatz von Bischof u. Scheerer zur optisch-vestibulären Interaktion bei der Vertikalen-Wahrnehmung übersteigt bei weitem die bei der Psychologischen Forschung üblichen Manuskriptlängen. Wir dachten uns, in diesem Falle eine Ausnahme machen zu dürfen, weil die Arbeit — nicht zuletzt wegen ihrer didaktischen Anlage — in besonderer Weise geeignet erscheint, Psychologen und andere Verhaltenswissenschaftler an einem konkreten Beispiel in die Methodik der Systemanalyse einzuführen. Dieser Aufsatz behandelt in üblicher Weise einen konkreten wissenschaftlichen Gegenstand und statuiert auch zugleich an Hand dieses Gegenstandes ein methodisches Exempel. Diese Doppelfunktion führte uns zur Annahme des Manuskripts trotz seiner extremen Länge.

4. These visual influences are a function of the figural main axes of the optical environment. Therefore, when a steadily rotating field of stripes is used, the visual influences show a *periodically oscillating* temporal course.

5. Besides the visual component, a vestibular one is included in the oscillatory process ("optico-vestibular weight ratio"). The two components combine *multiplicatively* ("multiplication hypothesis"). The optico-vestibular weight ratio is proportional to the so-called *eye-countertorsion*.

6. The motion of the field of stripes produces a temporal shift rather than a considerable *distortion* of the results obtained under stationary conditions ("shift hypothesis").

7. The visual system controls the transformation of the phenomenal space coordinates by a central-nervous *feed-back mechanism* ("hypothesis of feed-back compensation").

This model was validated in different ways. Among other things, it approximated a close fit with all important aspects of the data.

Zusammenfassung. Am Problem der zentralnervösen Verarbeitung vestibulärer und optischer Daten bei der Wahrnehmung der Vertikalrichtung wurde eine für wahrnehmungspsychologische Untersuchungen geeignete Methodik kybernetischer Systemanalyse entwickelt.

Drei Versuchspersonen hatten die Aufgabe, bei verschiedenen Körperschräglagen eine Leuchtlinie vor dem Hintergrund eines langsam frontparallel um die Blickachse rotierenden Streifenfeldes fortlaufend anschaulich vertikal einzustellen.

Aus den Versuchsergebnissen wurde in kontrollierten Schritten unter ausführlicher Diskussion aller verwendeten Prämissen ein Modell in Form eines Blockschaltbildes entwickelt. Das Modell läßt sich im wesentlichen durch folgende Hypothesen charakterisieren:

1. Die (approximative) Richtungskonstanz des Wahrnehmungsraumes bei Kopfschräglage beruht auf einer *orthogonalen* Drehtransformation der phänomenalen Raumkoordinaten gegenseitig zur Kopfneigung („Kompensationstheorem“).

2. Die kompensatorische Drehtransformation wird unter unseren Versuchsbedingungen im wesentlichen vom *Vestibularapparat* und vom *Visuellen System* kontrolliert.

3. Das vestibuläre System ist für sich allein imstande, die Drehtransformation zu steuern; zusätzliche visuelle Einflüsse überlagern sich dieser Aktivität *additiv* („Superpositionshypothese“).

4. Diese visuellen Einflüsse sind eine Funktion der figuralen Hauptachsen des optischen Panoramas; unter unseren Versuchsbedingungen (gleichmäßig rotierendes Streifenfeld) ist ihr zeitlicher Verlauf demnach *periodisch oszillierend*.

5. In die oszillatorische Komponente geht außer dem visuellen jedoch auch noch ein vestibulärer Anteil ein („Optisch-vestibuläre Verhältniszahl“), und zwar *multiplikativ* („Multiplikationshypothese“). Dieser Anteil ist der sog. *Augenrollung* proportional.

6. Die Drehbewegung des Streifenfeldes verursacht ein „Nachhinken“, aber keine nennenswerte *Verzerrung* der Versuchsergebnisse, verglichen mit der Versuchsdurchführung im stationären Fall („Verschiebungshypothese“).

7. Die visuelle Kontrolle der Transformation der phänomenalen Raumkoordinaten erfolgt auf dem Wege einer zentralnervösen *Regelkreisschaltung* (Hypothese der „Rückwärtskompensation“).

Dieses Modell wurde auf verschiedenen Wegen validiert; unter anderem erwies es sich als in der Lage, die Versuchsergebnisse in den wesentlichen Anteilen zu reproduzieren.

Inhalt

<i>I. Einleitung</i>	101	7. Deterministische und stochastische Größen . .	122
1. Problemstellung	101	8. Graphische Symbolik . .	123
2. Der systemanalytische An- satz	104	<i>V. Systemanalyse</i>	124
<i>II. Methode</i>	106	1. Definition der observablen Wirkgrößen	124
1. Anordnung	106	2. Grundpostulate	126
2. Durchführung	109	3. Die Afferenz	128
3. Auswertung	110	4. Das Kompensations- theorem	130
4. Messung der Augenrollung	111	5. Über strukturelle, statio- näre und dynamische Systemanalyse	134
<i>III. Ergebnisse</i>	111	6. Die Superpositions- hypothese	136
1. Erläuterungen	111	7. Die Verschiebungs- hypothese	143
2. Generelle Verlaufsmark- male der Meßkurven . .	113	8. Die Multiplikations- hypothese	144
3. Dynamische Effekte . .	113	9. Über Vorwärts- und Rückwärtskompensation .	152
a) Pegeldrift	116	10. Analyse des Restgliedes h	155
b) Phasenverschiebung . .	117	11. Fourier-Anpassung an λ^*	162
4. Einflüsse der Körper- schräglage	117	12. Die entscheidende Probe .	165
<i>IV. Terminologie und Symbolik</i>	118	13. Endgültige Formulierung des Modells	167
1. Freie und abhängige Wirk- größen	118	14. Validierung des Modells .	169
2. Wirkgrößen und Hilfs- größen	119	<i>Liste der Variablen</i>	178
3. Skalare und vektorielle Größen	119	<i>Literatur</i>	180
4. Observable und inferable Größen	120		
5. Prozeßgrößen, Parameter- größen, Systemgrößen . .	121		
6. Faktuelle und kontra- faktuelle Werte abhängiger Größen	121		

I. Einleitung

1. Problemstellung

Das phänomenale Koordinatensystem des Sehraumes mit der Haupt- richtung „Senkrecht“ und der Hauptrichtungsebene „Waagrecht“ ist unter natürlichen Wahrnehmungsbedingungen gegenüber Kopflage- änderungen so gut wie invariant: es werden also z. B. objektiv senkrechte (d. h. in Richtung der Schwerkraft verlaufende) Konturen von der Mehr- zahl der Beobachter auch subjektiv als senkrecht erlebt — ganz gleich- gültig, wie die Vp ihren Kopf hält.

Diese Regel verliert jedoch ihre Gültigkeit, sobald die Wahrneh- mungsbedingungen nicht mehr als „natürlich“ ansprechbar sind. Redu- ziert man z. B. das optische Reizangebot auf eine einzige Leuchtlinie in

sonst dunkler Umgebung, so treten bereits bei aufrechter Kopfhaltung, besonders ausgeprägt jedoch bei Kopf- und Körperneigungen, systematische Abweichungen der von der Vp anschaulich senkrecht eingestellten Leuchtlinie vom physikalischen Schwerelot auf, und zwar bei stärkeren Kopfschräglagen gleichsinnig, bei schwächeren zuweilen auch gegensinnig zur Kopflage (*A*- bzw. *E*-Phänomen, vgl. Bischof, 1966c, S. 475 ff. sowie Abb. 13, S. 140).

Bei der Forschung in diesem Phänomenbereich wird man sich vor einem häufig unterlaufenden, weil naheliegenden Fehler hüten müssen. Dieser bestünde darin, in semi-naiver Manier¹ vom vermeintlichen „Normalfall“ einer idealen Übereinstimmung zwischen subjektiven und objektiven Raumkoordinaten auszugehen und das Hauptaugenmerk auf die genannten *Abweichungen* zu richten — so als gäbe es hier eigentlich gar nichts Erklärungsbedürftiges, wenn die subjektive Vertikale unter allen Umständen säuberlich mit der objektiven zusammenfiele. Eine Konsequenz dieser Einstellung wäre es, wenn man — wie es verschiedentlich geschehen ist — die *E*- und *A*-Abweichungen als gegensätzlich auffassen und gesonderte Erklärungsansätze dafür fordern wollte.

Jeder erfolgversprechende Lösungsansatz wird demgegenüber von der Überlegung ausgehen müssen, daß nicht die Diskrepanz, sondern gerade umgekehrt die meist immer noch zufriedenstellende *Annäherung* zwischen objektivem und subjektivem Koordinatensystem das eigentlich Erklärungsbedürftige darstellt, wobei dann die beobachteten Abweichungen nicht primär, sondern vielmehr sekundär in die Lösungsfindung eingehen, nämlich als „gute Fehler“ eines Systems, dem von der Natur die Aufgabe zugewiesen ist, den Organismus jederzeit möglichst genau über seine Lage innerhalb der physikalischen Koordinaten zu orientieren.

Unter diesem (auch „funktionalistisch“ genannten) Aspekt stellt sich unser Problem folgendermaßen dar. Betrachtet man eine beliebige Kontur, z. B. eine Leuchtlinie im Dunkelraum, mit seitlich geneigtem Kopf, so wird sich diese auf einem anderen retinalen Meridian abbilden als bei aufrechter Kopfhaltung. Dieselbe visuelle Situation würde andererseits auch eintreten, wenn — bei gleichbleibend aufrechter Kopfhaltung — irgendwer die objektive Schräglage der Kontur verändert hätte. Würde sich nun, anthropomorph ausgedrückt, das Gehirn bei der „Beurteilung“ der räumlichen Verhältnisse in seiner Umgebung einzig darauf „verlassen“, was ihm das Auge meldet, so könnte es beide Situationen ersichtlichermaßen nicht unterscheiden. Tatsächlich zeigt sich jedoch, wie eingangs festgestellt, daß der zentralnervöse Wahrnehmungsmechanismus sehr wohl in der Lage ist, diese Unterscheidung zu treffen — eine Lei-

¹ Zum Begriff des „semi-naiven Realismus“ vgl. Bischof (1966a, S. 65 ff.); vgl. auch das ebd. S. 49 ff. zum Gegensatz zwischen „formalistischer“ und „funktionalistischer“ Betrachtungsweise Beigebrachte.

stung, die unter die sog. Konstanzphänomene fällt und in der Literatur meist als „Richtungs-“ oder „Vertikalkonstanz“ bezeichnet wird.

Was man also fordern muß, ist die Existenz eines Mechanismus, der eine Änderung des proximalen Reizes dann, wenn diese durch eine Kopflageänderung verursacht wurde, durch eine geeignete Gegenmaßnahme kompensiert, sie hingegen unverändert zur Wahrnehmung gelangen läßt, wenn nicht Lageänderung des Körpers, sondern des distalen Reizes selbst ihre Ursache waren.

Als kompensatorische Gegenmaßnahme dieser Art käme grundsätzlich zweierlei in Betracht. Einmal könnten bei seitlichen Kopfnigungen die Augen selbst eine *Gegenrollung* um die Sagittalachse vollführen, was im Idealfall dazu führen müßte, daß die retinale Lage des Reizmusters überhaupt von der Kopfschräglage unabhängig würde. Eine solche „externe“ Kompensation (Bischof, 1966 b, S. 374 ff.) existiert in der Tat; anders als bei manchen Tieren kann sie beim Menschen jedoch nur als rudimentär bezeichnet werden: Sie überschreitet kaum je ein Ausmaß von $6-8^\circ$ (vgl. dazu S. 148) und ist somit viel zu geringfügig, um die tatsächlich beobachteten Kompensationsleistungen erklären zu können.

Somit bleibt als einzige Alternative die Annahme einer „internen“ Kompensation, also einer zentralnervösen Verarbeitung der optischen Afferenz in einer Weise, die sich als physiologisches Korrelat zu einer *Drehtransformation des phänomenalen Koordinatensystems* interpretieren ließe. Unsere Arbeit soll einen Beitrag zur Aufhellung dieser Verrechnungsvorgänge liefern.

Wenn nun das ZNS in der Lage ist, den Einfluß der Kopfschräglage auf die optische Richtungsafferenz ganz oder wenigstens teilweise zu kompensieren, so darf man logischerweise fordern, daß es irgendwoher über das Ausmaß der Kopfschräglage informiert wird. Als Träger dieser Information wird man nach Reizparametern zu suchen haben, die mit der Kopfschräglage funktionell verknüpft sind oder wenigstens hinreichend hoch mit ihr korrelieren. Solche Reizparameter bezeichnen wir nachfolgend als „*Richtungsindikatoren*“. Es handelt sich dabei im wesentlichen um 1. *optische*, 2. *vestibuläre*, 3. *somästhetische Reize* (vgl. dazu genauer Bischof, 1971).

Ad 1. Daß das Auge selbst Informationen über die Schräglage des Kopfes im Schwerfeld vermitteln könnte, scheint zunächst unseren Ausführungen oben S. 102 zu widersprechen. Tatsächlich gilt die dort behauptete Unfähigkeit des visuellen Systems zu besagter Leistung jedoch streng nur im Laborversuch, also in einer optischen Situation, die durch die Willkür des menschlichen Versuchsleiters in beliebiger Unnatürlichkeit gestaltet werden kann. Die Wirklichkeit, von der sich der Mensch draußen in der Natur umgeben sieht, ist aber durchaus nicht so unberechenbar wie eine Leuchtlinie im Dunkelraum: man wird in der Regel

erwarten dürfen, daß etwa die Oberfläche eines Sees horizontal liegt und daß die Bäume eines Waldes nicht systematisch schief zur Schwerkraft wachsen. Allgemeiner gesagt: In der Natur werden *Gleichgewichtszustände* — also solche, die ohne nennenswerte eigene Kraftanwendung beliebig lange beibehalten werden können — mit einer Wahrscheinlichkeit angetroffen, die größer ist als die Wahrscheinlichkeit jedes vergleichbaren anderen Zustandes. Das bedeutet u. a., daß langgestreckte Gebilde mit hoher Wahrscheinlichkeit entweder aufrecht stehen, nach unten hängen oder horizontal liegen. Mit einfachen Sätzen der projektiven Geometrie läßt sich zeigen, daß die Konturen solcher Gegenstände auf der Retina zur Ausbildung zweier aufeinander senkrechter figuraler Hauptachsen führen müssen, von denen die eine der physikalischen Vertikalen entspricht (s. auch Bischof, 1971).

Diese natürliche Redundanz nützt unser Wahrnehmungssystem aus: Bietet man einer Vp im Laborversuch ein frontparalleles Streifenfeld (s. S. 108), so zeigt die Streifenrichtung die Tendenz, der Vp nach Möglichkeit horizontal oder vertikal zu erscheinen. Diesen erstmals von Hofmann u. Bielschowsky (1909) beschriebenen Effekt haben wir in unseren Versuchen ausgenutzt.

Ad 2. Der Vestibularapparat ist das klassische Lagesinnesorgan. Von seinen zwei Teilen, dem *Bogengangs-* und dem *Statolithenapparat*, ist allein der letztere geeignet, Information über eine konstante Kopfschräglage zu vermitteln, während die Bogengänge nur Veränderungen der Kopflage melden können (vgl. dazu Bischof, 1966c).

Ad 3. Daß der Statolithenapparat eine wesentliche Rolle bei der menschlichen Raumwahrnehmung spielt, wird heute kaum mehr bestritten. Es ist allerdings oft schwierig abzuschätzen, wie weit sich sein Einfluß mit dem von Somatorezeptoren, d. h. des *Kraft-* und des *Drucksinnes*, vermischt. Doch gibt es Argumente dafür, daß somästhetische Richtungsindikatoren jedenfalls unter unseren Versuchsbedingungen und im Rahmen unserer Fragestellung vernachlässigt werden können (vgl. dazu Bischof, 1971, sowie Anm. 18, S. 151). Wir werden nachfolgend also außer von optischen nur noch von „vestibulären“ Meldungen sprechen. Dabei ist jedoch zu vermerken, daß durch diese Spezifikation unsere Schlußfolgerungen nicht tangiert werden; wo immer also von „vestibulären“ Einflüssen die Rede ist, mag der Leser immerhin nach Belieben die vorsichtiger Formel „vestibulär-somästhetisch“ substituieren.

2. Der systemanalytische Ansatz

Der methodische Ansatz unserer Untersuchung besteht in der Erzeugung eines Konfliktes zwischen optischer und vestibulärer Information bezüglich der physikalischen Senkrechten. Insofern schließen wir an

eine von Hofmann u. Bielschowsky (1909) begründete, von Wertheimer (1912), Kleint (1936), Gibson (1952) und Witkin (1949) fortgeführte Arbeitsrichtung an. Unsere Fragestellung unterscheidet sich von der der meisten genannten Autoren jedoch insofern, als es uns um die allgemeine Analyse des Wirkungsgefüges der optisch-vestibulären Kontrolle der Vertikalkonstanz geht. Das bedeutet:

1. Wir beschäftigen uns nicht mit der in der Vergangenheit häufig diskutierten (z.B. Alexander u. Barany, 1904; Koffka, 1935), inzwischen aber von Gibson (1952) bereits mit Recht hinsichtlich ihrer Fruchtbarkeit bezweifelte Frage, welche der beiden Informationsquellen, die optische oder die vestibuläre, für die Raumwahrnehmung „wichtiger“ sei. Wir unterstellen als hinreichend sicher, *daß* beide eine Rolle spielen, und fragen schlicht, *wie* sie interagieren.

2. Damit hängt zusammen, daß es uns nicht um den Nachweis der ontogenetischen Veränderung oder interindividuellen Variabilität gewisser Parameter des fraglichen Systems geht. Wir glauben, daß diese Frage ihre theoretische und praktische Berechtigung hat, daß ihr aber logisch die allgemeinere Frage nach den interindividuellen Gemeinsamkeiten, also nach der generellen Struktur des ausgereiften Systems, vorgeordnet ist. Auf die Erforschung der letzteren zielen wir ab.

Der Weg, auf dem wir die Analyse dieses Systems anstreben, ist der der Biokybernetik. Das bedeutet: Wir betrachten die Vp als eine „black box“, in die wir keinen direkten Einblick haben, über deren Inneres wir aber dennoch Aussagen machen, also ein Modell entwerfen. Dieses Modell hat die Form einer Gruppe hypothetischer Variabler, die durch die Art der Wirkungsverbindung definiert sind, in der sie mit Observablen oder mit anderen hypothetischen Variablen stehen.

Wir betrachten das Modell als legitimiert, wenn es 1. prüfbare quantitative Vorhersagen gestattet und wenn es 2. nicht lediglich äußeres Verhalten simuliert, sondern soweit wie möglich auch auf die bislang bekannt gewordene Neurophysiologie des Systems Bezug nimmt.

Es handelt sich im folgenden um die erstmalige Untersuchung unseres Problems unter dieser Leitidee. Die dafür eingeschlagenen Gedankenwege waren erst aufzufinden, gewisse methodische Prinzipien neu zu entwickeln. Die vorliegende Arbeit ist also neben der Beibringung von Befundmaterial nicht zuletzt auch der Methodenlehre gewidmet; was zur Diskussion gestellt werden soll, ist in erster Linie ein, wie wir glauben, innerhalb der Experimentalpsychologie noch weitgehend neuartiges Verfahren zur Aufbereitung und Verarbeitung von Versuchsergebnissen.

Um dieser Akzentsetzung willen werden wir nachfolgend mit einer gewissen Pedanterie bestrebt sein, das Gebäude der Argumentation möglichst lückenlos zu errichten. Andererseits haben sich nun aber bei der theoretischen Aufarbeitung der Versuche gelegentlich durchaus

empirische Lücken ergeben, die nur durch Zusatzversuche an denselben Vpn oder gar durch Wiederholung der gesamten Versuchsserie unter etwas abgewandelten Bedingungen hätten geschlossen werden können, was aber aus technischen Gründen nicht mehr möglich war. An solchen Stellen wurde nun in der nachfolgenden Darstellung stets die für die Argumentation benötigte, aber empirisch nicht ausreichend belegte Prämisse in Form eines explizit formulierten *Postulats* (*P*) eingefügt.

Die solcherart eingeschalteten Postulate sind von teilweise recht unterschiedlichem Gewicht: Manche würden sich durch eine relativ einfache wahrnehmungspsychologische Versuchsanordnung prüfen lassen, andere nur durch sehr schwierige, gegenwärtig noch gar nicht mögliche operative Eingriffe ins ZNS; wieder andere sind vielleicht überhaupt nicht streng entscheidbar, sondern haben mehr die Funktion, einen Ordnungsrahmen für die Modellbildung festzulegen, zu dem es gleichberechtigte Alternativen geben mag. Unterscheidungen dieser Art sind wissenschaftstheoretisch reizvoll, ihre Berücksichtigung würde aber im vorliegenden Zusammenhang zu weit führen. Die Postulate sind nachfolgend also unabhängig von ihrer Gewichtigkeit durchlaufend numeriert.

Es wurde tunlichst darauf geachtet, daß die wenigstens approximative Richtigkeit solcher Unterstellungen zumindest plausibel sei, und soweit erforderlich, wurde dies jeweils an Ort und Stelle diskutiert. Dennoch handelt es sich z. T. sicher um Idealisierungen der wirklichen Verhältnisse, und es ist natürlich nie ausgeschlossen, daß spätere empirische Überprüfungen auch deutlich abweichende Befunde ergeben. Das von uns eingeschlagene Verfahren würde in diesem ungünstigen Fall aber immerhin erlauben, die Konsequenzen zu überblicken, die solche Abweichungen für unser Modell hätten, so daß dieses also jedenfalls eine Plattform darstellt, auf der die weitere experimentelle und theoretische Arbeit aufbauen kann.

II. Methode

1. Anordnung

Zur Schrägstellung von Kopf und Rumpf der Vp um eine sagittale Achse wurde ein „Kippstuhl“ konstruiert, der aus einem in ein Rhönnrad eingebauten gepolsterten Sitz besteht (Abb. 1). Das Rhönnrad dreht sich auf erdfest gelagerten Rollen. Die Schräglage des Kippstuhles wird durch den VI manuell verstellt; sie kann mit Hilfe einer Arretierungsvorrichtung in 2°-Schritten fixiert werden. Kopf, Rumpf und Beine der Vp werden durch Gurte und gepolsterte Stützen fest in den Kippstuhl eingepaßt, wodurch eine einigermaßen konstante Druckverteilung auf der Körperoberfläche gewährleistet ist. Die Vp kann lediglich Unterarme und Hände frei bewegen, was zur Bedienung des Leuchtlinien-Drehknopfes (s. S. 109) notwendig ist. Der Vpn-Sitz läßt sich in Körperlängsrichtung justieren, so daß die Vpn unabhängig von ihrer Größe jeweils um die sagittale Achse ihres „Zyklopenauges“ gedreht werden

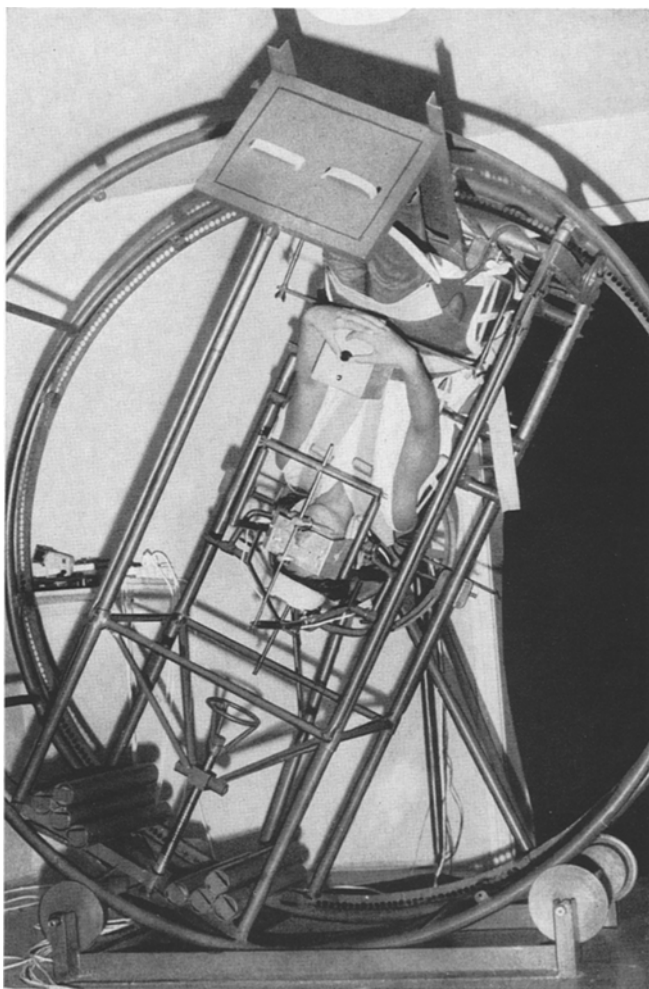


Abb. 1. Kippstuhl. Vp H. in einer Körperschräglage von $+150^\circ$. Die Vp umfaßt ein (fest mit dem Kippstuhl verbundenes) Holzkästchen, das die Servo-Anlage zur Steuerung der Leuchtlinie enthält und an dessen vorderem Ende zwischen den Fingern der Vp der Drehknopf zu erkennen ist. Der Körper der Vp wird durch sechs gepolsterte Stützen sowie durch Kunstflug-Sicherheitsgurte gehalten. Ihr Kopf wird durch gepolsterte Stützen an Ohren und Scheitel sowie durch ein Reißbrettchen fixiert. Mit dem letzteren ist ein Visier aus Aluminiumblech fest verbunden, das lediglich den Ausblick auf das Streifenfeld (Abb.2b) freigibt und den übrigen Versuchsraum abdunkelt. Dadurch wird verhindert, daß irgendwelche Konturen im (an sich verdunkelten) Raum auf Grund von Streulicht von Leuchtlinie oder Streifenfeld für die Vp sichtbar werden können

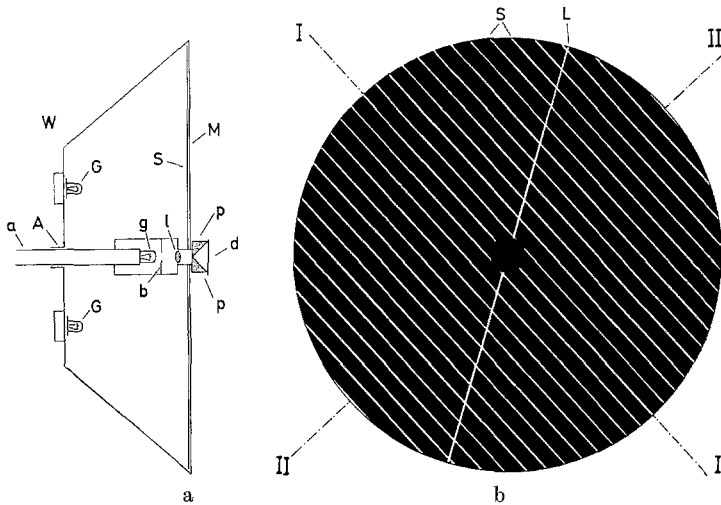


Abb. 2a u. b. Apparatur zur optischen Reizdarbietung. a Seitlicher Querschnitt. Eine Plexiglas-Mattscheibe (*M*), hinter der eine Papierscheibe mit einem Streifenmuster (*S*) angebracht ist, bildet die Vorderwand einer Wanne aus Messingblech (*W*), deren Innenfläche mattweiß lackiert ist. An der Rückwand von *W* sind Glühbirnen (*G*) angebracht, die das Streifenmuster von hinten anleuchten und so für die Vp sichtbar machen. Die Wanne *W* rotiert um eine hohle Achse (*A*), in der sich, unabhängig rotierbar, eine weitere Achse (*a*) befindet, welche den Apparat zur Erzeugung der Leuchtlinie trägt. Dieser besteht im wesentlichen aus einer Spezial-Glühbirne (*g*) mit extrem gerader Wendel, vor der sich eine Spaltblende (*b*) befindet, wobei der Spalt parallel zur Wendel ausgerichtet ist (in der Zeichnung liegen die Längsachse des Spaltes und die Wendel in der Bildebene). Das Bild des Spaltes wird über eine Linse (*l*) durch eine Bohrung in *S* und *M* auf zwei mit *a* starr verbundene Prismen (*p*) projiziert, die es von vorn auf die Mattscheibe reflektieren, wo es als Leuchtlinie sichtbar wird. Die Prismen sind durch eine kreisrunde Deckplatte (*d*) nach vorn abgeschlossen. b Frontansicht der Reizvorlage (maßstabgetreu verkleinert). *S* Streifen, *L* Leuchtlinie, *I* „Primärachse“, *II* „Sekundärachse“ des Streifenfeldes (vgl. S. 112). Außer *S* und *L* befinden sich im (verdunkelten) Blickfeld der Vp keinerlei sichtbare Konturen

können. Der Kopf der Vp ist zusätzlich durch ein Beißbrettchen fixiert, das für jede Vp mit dem Abdruck ihres Gebisses in zahnärztlicher Abdruckmasse versehen wurde. Die Neigungswinkel von Kopf und Rumpf stimmen miteinander überein. Das Gesichtsfeld der Vp wird durch ein Visier auf den Gesichtswinkel der Reizvorlage eingeschränkt. Alle Versuche werden mit binokularer Beobachtung angestellt.

Die Reizvorlage (Abb. 2) besteht aus einer Schar von 27 zueinander parallelen hellen Streifen auf dunklem Grund sowie einer Leuchtlinie, die als Meßzeiger für die subjektive Senkrechte dient. Das Streifenfeld wird von hinten, die Leuchtlinie von vorn (tangential) auf eine kreis-

förmige Milchglasscheibe projiziert; diese hat einen Radius von 19,7 cm und ist 170 cm von dem ihr zugekehrten Rand des Visiers entfernt. Die Reizvorlage erscheint der Vp demnach in einem Gesichtswinkel von ca. 13° . Die Streifen sind 2 mm breit und 15 mm voneinander entfernt; die Leuchtlinie ist ca. 2 mm breit. Die Beleuchtungsstärke der Reizvorlage wurde nicht gemessen; etwaige technische Helligkeitsschwankungen könnten in unsere Versuche als Störungen eingegangen sein.

Das Streifenfeld kann entweder manuell oder durch einen Elektromotor gedreht werden; die Vp hat auf seine Drehung keinen Einfluß. Die Leuchtlinie wird durch die Vp mit einem Drehknopf über eine elektrische Servo-Anlage eingestellt. Der Drehknopf läßt sich von der Vp bei allen Neigungsrichtungen ohne Schwierigkeit bedienen. Die Einstellungen der Leuchtlinie werden auf einem Wachspapier-Kymographen auf $1/2^\circ$ genau fortlaufend registriert, auf dem außerdem automatisch die Streifenfeldrichtungen im Abstand von je 10° markiert werden.

2. Durchführung

An den Versuchen nahmen 3 weibliche Vpn (H., W. und B.) im Alter von 20–35 Jahren, Mitarbeiterinnen des Max-Planck-Instituts für Verhaltensphysiologie in Seewiesen, auf freiwilliger Basis teil. Die Vpn hatten normale oder voll korrigierte Sehschärfe. Brillenträgerinnen (Vpn W. und H.) behielten während der Versuche ihre Brille auf. Das Visier wurde vor den Brillengläsern angebracht.

Die Körperschräglage wurde — stets zur *rechten* Seite hin — in 7 Schritten zu je 30° variiert ($0, 30, 60, 90, 120, 150, 180^\circ$); das Streifenfeld rotierte entweder im Uhrzeigersinn („positiv“) oder gegen den Uhrzeigersinn („negativ“)² gleichmäßig mit einer Winkelgeschwindigkeit von $0,5^\circ/\text{sec}$. Für jede dieser 2×7 Versuchsbedingungen wurden mit jeder Vp 3 Versuchsdurchgänge durchgeführt. Die Versuchsdurchgänge waren in zufälliger Abfolge auf die Versuchssitzungen verteilt.

Eine Versuchssitzung bestand aus je 3 Versuchsdurchgängen. Jede Vp nahm an 14 Versuchssitzungen (zu je ca. 1 Std Dauer) teil. Pro Versuchstag fanden 2 Versuchssitzungen statt (vormittags und gegen Abend), so daß für jede Vp der gesamte Versuchsplan in 7 Tagen absoziiert war.

Eine Versuchssitzung lief folgendermaßen ab: Zunächst wurde die Vp in den Kippstuhl eingepaßt. Dieser Vorgang dauerte maximal etwa 5 min; er mußte im Hellen stattfinden, doch wurde die Vp gebeten, abgesehen von einer kurzen Prüfung der Visiereinstellung die Augen zu schließen. Wenn die Vp fest angeschnallt war und so bequem wie möglich saß, wurde die Raumbelichtung gelöscht und die Vp in die durch den

² Alle Angaben über Richtung und Drehsinn sind von der Sicht der Vp aus zu verstehen.

Versuchsplan bestimmte (der Vp nicht bekannte) Schräglage gebracht. Dies geschah so langsam und gleichmäßig wie möglich, um eine Reizung der Bogengangs-Rezeptoren mit längerdauernden Nachwirkungen zu vermeiden. Danach brachte der Vl das Streifenfeld und die Leuchtlinie in ihre Ausgangsposition, welche prinzipiell mit der Körperlage der Vp identisch war, setzte den Streifenfeld-Motor in Gang und forderte die Vp durch ein „Fertig“-Signal dazu auf, die Augen zu öffnen und mit der Einstellung der Leuchtlinie zu beginnen. Zwischen der Herstellung der Körperschräglage und dem Beginn des Versuchsdurchgangs verstrich also nochmals ca. 1 min. Das Streifenfeld hatte bei der oben angegebenen Geschwindigkeit genau 12 min nach Beginn eines Versuchsdurchgangs einen Winkel von 360° durchlaufen; damit war der Versuchsdurchgang beendet und die Vp wurde wieder aufrecht gestellt. Nach einer Pause von mindestens 5 min begann dann der nächste Versuchsdurchgang.

Die Vp hatte den Auftrag, während der Drehung des Streifenfeldes die Leuchtlinie so einzustellen, daß sie ihr senkrecht erschien, und diese Einstellung während des gesamten Versuchsdurchganges fortlaufend zu korrigieren, wenn sie von der subjektiven Senkrechten abwich. Die Reaktionen der Vp wurden auf dem Kymographen kontinuierlich mitgeschrieben und können daher in einer Kurve dargestellt werden, die die Einstellungen der Leuchtlinie in Abhängigkeit von der jeweiligen Streifenfeld-Richtung zeigt. Für jede Vp liegen programmgemäß maximal 42 derartige Kurven vor. Bei zwei Vpn mußten nachträglich 1 bzw. 2 Kurven wegen Versuchsfehlern ausgeschieden werden; leider war es nicht möglich, die ausgefallenen Versuchsdurchgänge nachzuholen.

3. Auswertung

Die Einstellungen der Leuchtlinie wurden durchlaufend in Schritten von 1° Streifendrehung tabelliert. Hierzu wurden aus den Kymographen-Aufzeichnungen nach folgendem Prinzip Werte entnommen: a) Grundsätzlich wurden alle 20 sec, d. h. für jeden vollen 10° -Schritt der Streifendrehung, die entsprechenden Einstellungen der Leuchtlinie (in Winkelgraden) festgestellt; b) zusätzlich wurde überall, wo die Monotonie der Kurven unterbrochen war (wenn also zwischen je zwei um 10° voneinander entfernten Streifenfeld-Richtungen Minima oder Maxima der Leuchtlinien-Einstellungen lagen), die Streifenfeld- und Leuchtlinien-Richtung an diesen Stellen bestimmt. Die Werte zwischen den Meßstellen wurden durch lineare Interpolation berechnet.

Das geschilderte Verfahren mußte an sich Kurven ergeben, die sich über eine volle 360° -Umdrehung des Streifenfeldes erstrecken. Da jedoch die Leuchtlinie zu Beginn jedes Versuchsdurchganges parallel zur Neigungsrichtung der Vp und somit in den meisten Fällen anschaulich

schräg stand, war die Vp gezwungen, zu Beginn jedes Durchganges die Stellung der Leuchtlinie um einen mehr oder minder großen Betrag zu korrigieren. Dadurch werden die Meßwerte während etwa der 1. Minute des Versuchs meist als Repräsentanten der subjektiven Senkrechten unbrauchbar. Dieser Teil der Kurven war durch Augenschein leicht zu identifizieren. Die in ihm liegenden Werte wurden ausgeschieden; unsere Kurven gehen daher meist über einen Streifenfeld-Bereich von nur ca. 330° (vgl. dazu Abb. 4).

4. Messung der Augenrollung

In einer leicht abgewandelten Versuchssituation wurde mit einer photographischen Methode die Gegenrollung der Augen in Abhängigkeit von der (wiederum in 30° -Schritten variierten) Körperneigung gemessen. Mit einer Exakta-Kamera, die starr am Beißbrett befestigt war, wurde für jede der 7 Körperneigungen 10mal bei Blitzlicht die rechte Iris der Vp aus 25 cm Entfernung aufgenommen. Hierzu mußte das Visier entfernt werden; die Vp sah den normal erleuchteten Versuchsraum, Streifenfeld und Leuchtlinie blieben ausgeschaltet.

Die Körperneigungen wurden zur Minimierung von Bogengangseffekten nicht zufällig, sondern ausgehend von der aufrechten Stellung der Vp in auf- und absteigender Reihenfolge variiert. In beiden Folgen wurden für jede Körperneigung je 5 Aufnahmen gemacht. Hierzu wurde etwa 1 min benötigt; die Vp wurde daraufhin sofort in die neue Körperlage gebracht; bevor dann die nächsten Aufnahmen erfolgten, wurde 2 min gewartet. Die Versuchsdauer betrug somit jeweils ca. $\frac{3}{4}$ Std, wozu noch eine längere Vorbereitungszeit zur Justierung der Aufnahme-einrichtung kam.

Die Aufnahmen wurden auf DIN A4-Format vergrößert und mit Hilfe individualtypischer Merkmale der Irisfärbung und einer starren Bezugslinie (Rand des Negativs) auf Drehung des Bulbus hin ausgemessen. Diese Methode gestattete die Registrierung der Gegenrollung des Augapfels mit einer geschätzten Genauigkeit von $\frac{1}{2}^\circ$.

III. Ergebnisse

1. Erläuterungen

Die fortlaufenden Einstellungen aller drei Vpn zeigen bei langsamer Rotation des Streifenfeldes übereinstimmend einen oszillatorischen Verlauf, der sogleich näher zu charakterisieren sein wird. Man vergleiche dazu die Schemazeichnung Abb. 3, an Hand deren die nachfolgenden Erläuterungen vorgenommen werden sollen. Als Beispiel für den tatsächlichen Verlauf der Meßkurven möge Abb. 4 dienen.

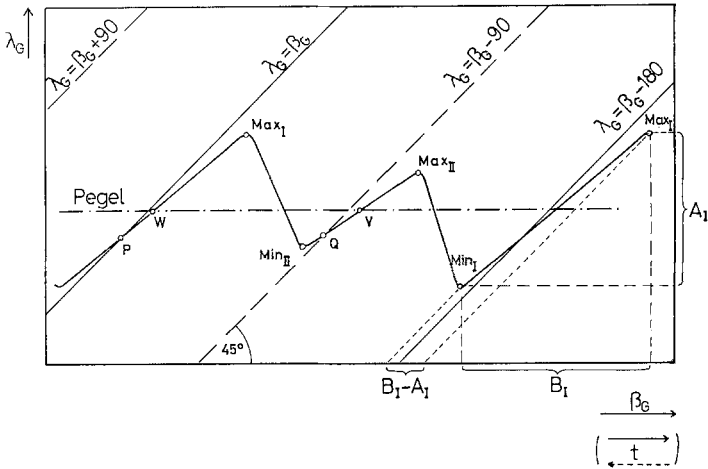


Abb. 3. Schemazeichnung zum Verlauf der Meßkurven in Abb. 4. *Ordinate*: Objektive Schräglage der von der Vp als „senkrecht“ eingestellten Leuchtlinie. *Abszisse*: 1. zugehörige objektive Schräglage des Streifenfeldes; 2. Zeit, bei den durchgezogenen Kurven in Abb. 4 (Streifendrehung im Uhrzeigersinn) von links nach rechts, bei den punktierten Kurven (Streifendrehung im Gegenzeigersinn) von rechts nach links zu lesen. Zur Erläuterung der übrigen Symbole vgl. Text S. 112–117

Wir bezeichnen nachfolgend die (gedachte) Gerade, die durch den Mittelpunkt des Streifenfeldes geht und zu den Streifen parallel ist, als „Primärachse“ und die in der Ebene des Streifenfeldes verlaufende Gerade, die im Streifenfeld-Mittelpunkt auf der Primärachse senkrecht steht, als die „Sekundärachse“ des Streifenfeldes (vgl. Abb. 2).

Der Neigungswinkel der Primärachse gegen die Schwerkrafttrichtung werde mit β_G bezeichnet, der Neigungswinkel der Leuchtlinie in demselben Bezugssystem mit λ_G ; die Körperschräglage im Schwerfeld heiße α . Rechtsneigungen (vom Standpunkt der Vp aus) seien als positiv definiert (vgl. zu den Winkeldefinitionen genauer S. 124f. sowie S. 178ff).

Wenn die Leuchtlinie während der gesamten Versuchsdauer stets so gedreht werden würde, daß sie mit der Primärachse des Streifenfeldes in Deckung bliebe, so müßte in Abb. 3 die Meßkurve gänzlich mit einer der (mit $\lambda_G = \beta_G$ bzw. $\lambda_G = \beta_G - 180$ beschrifteten) ausgezogenen Diagonalen zusammenfallen. Würde die Leuchtlinie stets mit der Sekundärachse koinzidieren, so gälte Entsprechendes für die (mit $\lambda_G = \beta_G \pm 90$ beschrifteten) unterbrochen gezeichneten Diagonalen. Blicke die Stellung der Leuchtlinie durch die Rotation des Streifenfeldes überhaupt unbeeinflusst, so müßte die Meßkurve eine Parallele zur Abszisse bilden; sie fiel speziell mit der Abszisse zusammen, wenn die Leuchtlinie dauernd mit der objektiven Vertikalen übereinstimmen würde.

2. Generelle Verlaufsmerkmale der Meßkurven

Tatsächlich wird die Leuchtlinie folgendermaßen eingestellt. Geht man von dem Moment aus, in dem sie mit der Primärachse zusammenfällt (z. B. Punkt *P* in Abb. 3), so tendiert die *V_p* zwar, sie der Primärachse weiter folgen zu lassen, doch bleibt die Leuchtlinie dabei mehr und mehr hinter der Primärachse zurück und erreicht schließlich eine kritische Lage (*Primärmaximum*, *Max_I*), von der an sie den Streifen nicht weiter folgt, sondern eine gegenläufige Bewegung beginnt, die sie der herbeirotierenden Sekundärachse annähert. (Man beachte, daß es sich dabei nicht um ein sägezahnartiges Zurückkippen, sondern tatsächlich um eine stetige Rückläufigkeit handelt, vgl. besonders Abb. 4a sowie Abb. 5.) Im Zuge dieser Rückkehr kann die Leuchtlinie über ihre Ausgangsposition hinausgeraten, bis zu einem neuen Umkehrpunkt, dem *Sekundärminimum* (*Min_{II}*), von wo an sie unter abermaliger Änderung des Drehsinnes nunmehr von der Sekundärachse „vor sich hergeschoben“ wird. Der Abstand von der Sekundärachse verringert sich dabei immer mehr, schließlich holt die Sekundärachse die Leuchtlinie ein (Punkt *Q*); sodann bleibt diese mit allmählich wieder steigendem Abstand hinter der Sekundärachse zurück bis zum *Sekundärmaximum* (*Max_{II}*), wo sie umkehrt, der sich nähernden Primärachse ein Stück (bis zum *Primärminimum*, *Min_I*) entgegenläuft usw.

Von diesem Typus sind die Einstellungen unserer 3 *V_{pn}* bei jeder Körper-schräglage und in beiden Streifendrehrichtungen. Eine Ausnahme bildet lediglich die *V_p* B., die bei Linksrotation des Streifenfeldes zuweilen, besonders in Kopf-Unten-Lage, undurchsichtige und stark streuende Resultate lieferte. Zugleich gab sie erhöhte subjektive Unsicherheit unter den genannten Bedingungen zu Protokoll, d. h. die Aufgabenlösung „fiel“ ihr bei Rechtsrotation des Feldes „leichter“. Eine Erklärung für diese Erscheinung kann nicht gegeben werden; es bleibt abzuwarten, ob sie sich bei einer größeren Anzahl von *V_{pn}* wiederholt (vgl. auch S. 164).

Die Ordinatendifferenz von *Max_I* und *Min_I* soll nachfolgend als *Primäre Amplitude* (*A_I*), die entsprechende Abszissendifferenz als *Primäre Basis* (*B_I*) bezeichnet werden; sinngemäß dasselbe gilt für den Bereich der Sekundärextrema. Man mache sich aus Abb. 3 ferner grundsätzlich klar, daß die Differenz *B—A* (gleichgültig ob im Primär- oder Sekundärbereich) auch als Abszissendifferenz aufgefaßt werden kann, sofern die Kurvenpunkte nicht parallel zur Ordinate, sondern parallel zu den eingezeichneten Diagonalen auf die Abszisse projiziert werden. Die Differenz *B—A* wird später von theoretischer Bedeutung sein (s. S. 166).

3. Dynamische Effekte

Die bisher mitgeteilten Ergebnisse sind von der Tatsache unabhängig, daß das Streifenfeld sich permanent (rotatorisch) bewegte und die Einstellung der Leuchtlinie zeitlich fortlaufend gemessen wurde („*dynamischer Fall*“, vgl. S. 134ff.). Vorversuche mit einer weiteren *V_p* (*V_p* V.,

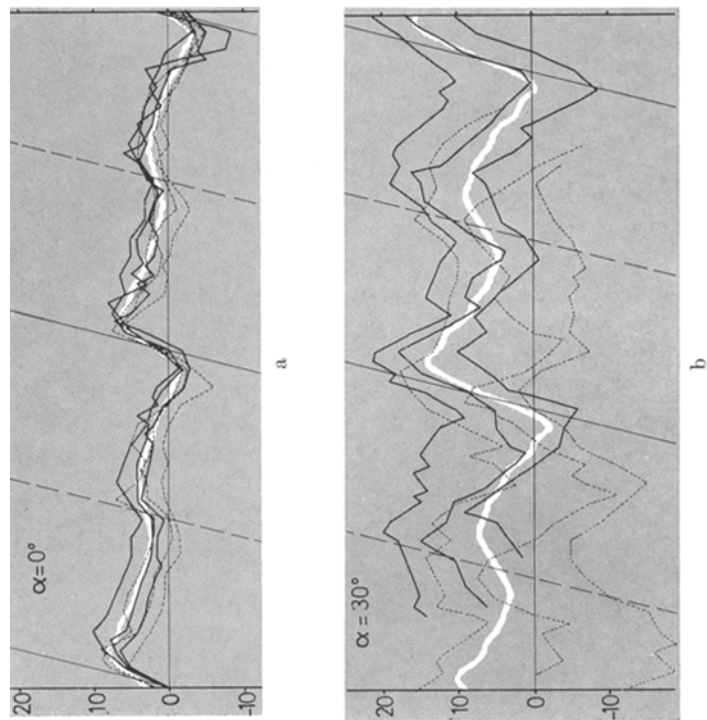


Abb. 4. Sämtliche Meßkurven V_p W., jeweils für eine Körperschräglage (a--g: $\alpha = 0-180^\circ$) zusammengefaßt. Abszisse und Ordinate wie in Abb. 3. Ordinatenmaßstab in Winkelgeraden. Abszissenlänge $360^\circ \triangleq 12$ min. Anfang der Registrierung im allgemeinen ca. 1 min nach Versuchsbeginn (vgl. Erläuterung S. 111). Die unterlegten weißen Kurven stammen von unserem Modell (vgl. S. 178)

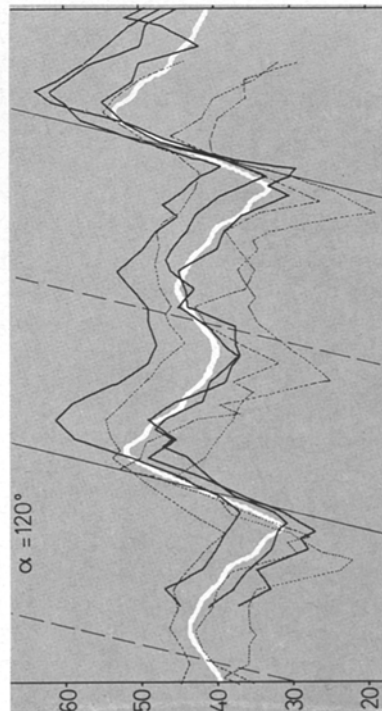
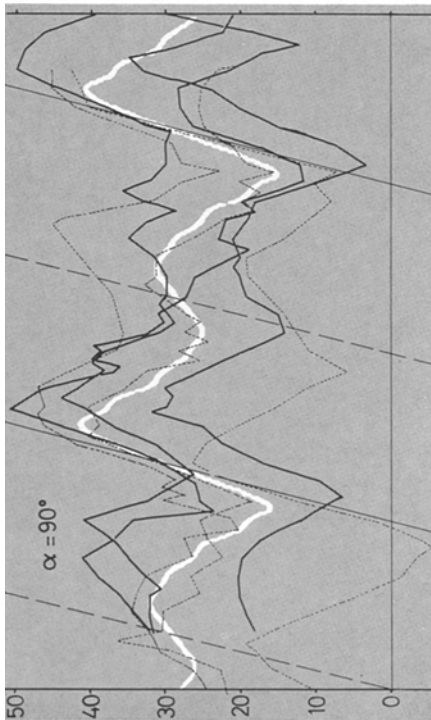
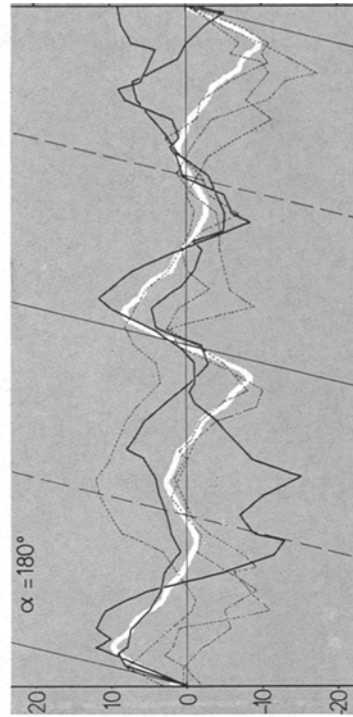
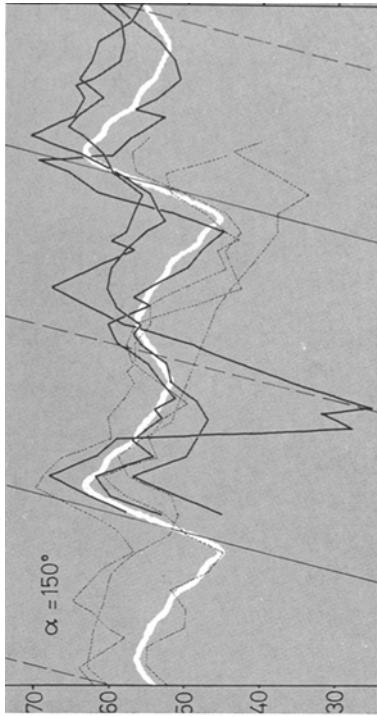


Abb. 4d—g

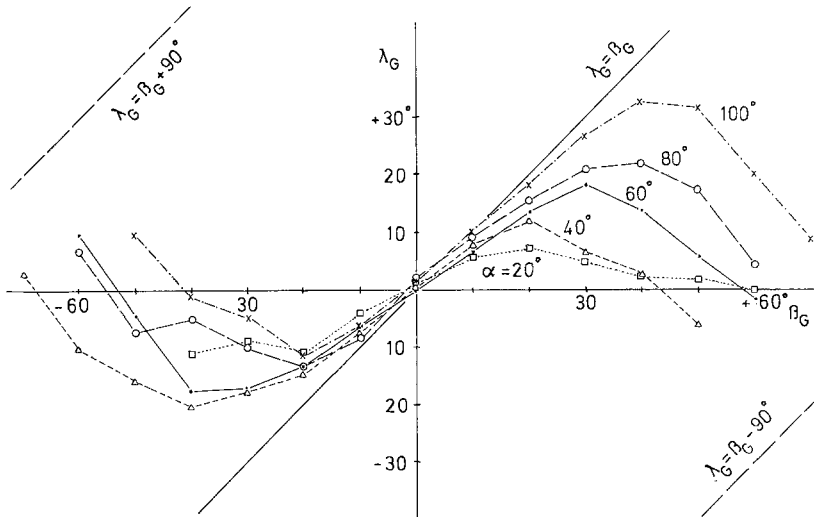


Abb. 5. Vorversuch unter stationären Bedingungen (Vp V.). Variation der Körper-schräglage in 20°-Schritten, der Streifenneigung in 10°-Schritten. Meßpunkte: Mittelwerte aus zwei (zeitlich getrennten) Messungen jeweils 1 min nach Streifenexposition

Abb. 5) hatten ergeben, daß jedenfalls qualitativ dasselbe geschieht, wenn das Streifenfeld ruhend exponiert, seine Schräglage in 10°-Schritten diskontinuierlich verändert und die Stellung der Leuchtlinie nach jeweils einminütiger Einwirkung der neuen Streifenposition gemessen wird („stationärer Fall“).

Der Vorversuch erstreckte sich allerdings nur auf den Bereich der Primärextrema; es ist jedoch nicht zu erwarten, daß sich im Bereich der Sekundärextrema grundsätzlich Neues ergeben würde. Leider ist bei Versuchsdurchführung im stationären Fall die genaue Lage der Extrema schlecht zu interpolieren. Da diese von hoher theoretischer Bedeutung ist (vgl. S. 161 und 165 ff.), wurde für die Hauptversuche die dynamische Methode gewählt, obwohl bei dieser einige unerwünschte Nebeneffekte auftreten. Wir gehen auf diese Problematik später (s. S. 134 ff.) genauer ein und weisen hier nur auf zwei dieser Nebeneffekte hin, die bereits bei rein qualitativer Betrachtung der Abb. 4 erkennbar sind.

a) *Pegeldrift*. Es erwies sich bei der theoretischen Aufbereitung der Versuchsergebnisse als zweckmäßig, an die (oszillatorischen) Meßkurven jeweils eine lineare „Anpassung“ vorzunehmen (vgl. zur Methodik im einzelnen S. 138 f.); in Abb. 3 wird diese durch die strichpunktierte Gerade mit der Bezeichnung „Pegel“ repräsentiert. Dieser Pegel verlief nun zwar im Durchschnitt für jede Versuchsbedingung annähernd

horizontal (was für den statischen Fall ausnahmslos zu erwarten wäre); in den Einzelkurven konnte er aber gelegentlich auch einmal eine deutliche *Drift* aufweisen, d.h. geneigt verlaufen (z.B. bei der untersten ausgezogenen Kurve in Abb. 4c, vgl. ferner Abb. 14, S. 141).

Subtrahiert man, wie dies nachfolgend geschehen wird (s. S. 136ff.), den Pegel von der Meßkurve, so wird die absolute Größe von Basis und Amplitude (s. S. 113) bei der Differenzkurve nur dann gleich groß sein wie bei der Originalkurve, wenn die Pegeldrift Null betrug (vgl. zu diesbezüglichen Überlegungen S. 166).

b) *Phasenverschiebung*. Es fällt auf, daß der Wendepunkt zwischen zwei Primärextrema (W in Abb. 3) bei den meisten Kurven nicht mit dem Schnittpunkt (P) von Kurvenverlauf und ausgezogener Diagonale übereinstimmt; sinngemäß dasselbe gilt für den Wendepunkt (V) zwischen den Sekundärextremen in bezug auf Q . Unter den Versuchsbedingungen zu Abb. 5 ist diese Diskrepanz nicht nachweisbar; es dürfte sich also wiederum um einen dynamischen Effekt handeln, zumal die Wendepunkte bei den ausgezogenen Kurven in Abb. 4 nach rechts, bei den punktierten aber nach links verschoben erscheinen.

Hierzu ist zu bedenken, daß in Abb. 4 in jedem Schaubild die Meßkurven für *beide* Streifendrehrichtungen eingetragen sind (positiv: ausgezogene Kurven, negativ: punktierte Kurven), wobei als Abszisse immer die Streifenfeldneigung β_G fungiert, so daß die Kurven für negative Streifenrotation also *zeitlich* von rechts nach links zu lesen sind. Das aber bedeutet, daß der Wendepunkt (und natürlich auch alle anderen Meßwerte) gegenüber Abb. 5 eine gewisse zeitliche Latenz aufweist, die sich schwingungstheoretisch als Phasenverschiebung in den oszillatorischen Anteilen der Meßkurven interpretieren läßt (vgl. dazu S. 171f.).

4. Einflüsse der Körperschräglage

Als Parameter der Seriendarstellung in Abb. 4 fungiert die Körperschräglage α . Es läßt sich ohne weiteres erkennen, daß dieser Parameter die Meßkurven mindestens in zweierlei Hinsicht beeinflußt.

Wir konstatieren einmal eine *Verlagerung des durchschnittlichen Pegels*, der in Abb. 4a und g nahezu mit der Abszisse zusammenfällt, in Abb. 4f aber bis ca. 55° längs der Ordinate verschoben ist. Daß dies dem oben S. 102 erwähnten *A*-Phänomen entsprechen dürfte, wird dem Leser plausibel erscheinen.

Denken wir uns ferner von jeder Meßkurve den Pegel subtrahiert (siehe oben), so erhalten wir approximativ den rein oszillatorischen Anteil der Kurve. Offensichtlich ist nun auch die *mittlere Schwingungsbreite* dieser Oszillation (oder, korreliert damit, der Betrag der Primär-Amplitude) eine Funktion der Körperschräglage, und zwar ist sie bei

aufrechter Haltung am geringsten, wächst dann bis etwa zur horizontalen Körperschräglage hin monoton an, um anschließend wieder mehr und mehr zurückzugehen.

Die Abb. 13 (S. 140) und 15 (S. 148) geben eine quantitativ genaue Darstellung dieser Effekte der Körperschräglage; ihre Bedeutung wird im Zuge der theoretischen Entwicklung zu diskutieren sein, der wir uns nunmehr zuwenden.

IV. Terminologie und Symbolik

Da das begriffliche Werkzeug der biokybernetischen Systemanalyse nicht als allgemein bekannt vorausgesetzt werden kann — z.T. mußte es im Zuge der nachfolgend darzustellenden Arbeit überhaupt erst entwickelt werden — seien zunächst einige diesbezügliche Erläuterungen vorausgeschickt. Dabei muß allerdings aus Raumgründen auf strenge Definitionen zugunsten plausibler und praktikabler Begriffserklärungen verzichtet werden.

1. Freie und abhängige Wirkgrößen

Die Systemanalyse zielt auf die Struktur von *Wirkungszusammenhängen* zwischen Variablen ab. Dabei möge von einer Variablen x („*Eingangsgröße*“, „*input*“) gesagt werden, sie „wirke auf“ eine zweite Variable y („*Ausgangsgröße*“, „*output*“), wenn nachgewiesen wurde oder unterstellt werden soll, daß ein idealer Systembeobachter durch eine geeignete Manipulation von x eine damit korrelierte Wert-Änderung von y veranlassen könnte. In diesem Sinn „wirkt“ also etwa die Schräglage des Streifenfeldes in unseren Versuchen auf die Schräglage der Leuchtlinie, denn es genügt ein Eingriff in erstere, um (über die Reaktion der instruktionsgemäß agierenden V_p) eine Veränderung an letzterer zu veranlassen. Das Umgekehrte gilt jedoch nicht: In unserer Anordnung ist keine wie immer geartete unmittelbare Manipulation der Leuchtlinienstellung denkbar, die irgendwelche Konsequenzen für die Stellung des Streifenfeldes haben könnte.

Variablen, die im soeben erläuterten Sinn „Wirkung“ ausüben oder empfangen, werden nachfolgend *Wirkgrößen* genannt. Für jede Systemanalyse kann und braucht nur eine endliche Menge von Wirkgrößen definiert zu werden; man faßt sie übersichtshalber in einer Liste zusammen (s. S. 178ff.). Von den aufgelisteten Wirkgrößen wird unterstellt, daß sie miteinander in unmittelbarem oder mittelbarem Wirkungszusammenhang stehen, dessen genauere Spezifikation dann eben die Aufgabe der Systemanalyse ist.

Der Umfang der Liste ist so zu wählen, daß darin wenigstens eine Wirkgröße vorkommt, die keinerlei Wirkung von irgendeiner anderen

aufgelisteten Wirkgröße erfährt, über deren kausale Determination also im Rahmen der Systembeschreibung nichts ausgesagt wird. In unserem Fall handelt es sich hier um die vom VI unmittelbar und allein kontrollierten Variablen wie z.B. die Körperschräglage. Wir bezeichnen solche Größen als *unabhängige Wirkgrößen* oder *freie Eingänge*. Alle übrigen Wirkgrößen mögen *abhängig* genannt werden.

2. Wirkgrößen und Hilfsgrößen

Oft kann es sich im Zuge einer Systemanalyse als zweckmäßig erweisen, Variablen einzuführen, die nicht selbst als Wirkgrößen interpretiert werden, sondern als rein mathematische Umformung bzw. Verknüpfung von Wirkgrößen verstanden werden sollen. Solche Variablen bezeichnen wir als *Hilfsgrößen*.

So ist z.B. der „Pegel“ (vgl. S. 116) eine Hilfsgröße, da er durch ein rein analytisches Verfahren aus der gemessenen Bewegung der Leuchtlinie berechnet wurde, ohne daß ihm neben dieser noch unabhängige Manipulierbarkeit und damit selbständige Wirksamkeit zuzubilligen wäre.

Hängen zwei Variablen der Liste rein analytisch zusammen, so kann nur eine von beiden als Wirkgröße interpretiert werden. Die diesbezügliche Entscheidung liegt teilweise im Ermessen des Untersuchers; es ist jedoch zu beachten, daß Wirkgrößen als *fortlaufend* (d.h. in jedem Moment) meßbar zu interpretieren sein müssen. Der oben genannte „Pegel“ ist definitionsgemäß nicht in einem einzigen Moment durch Messung bestimmbar (da er durch zeitliche Mittelung berechnet werden muß); er kann also auf jeden Fall nur als Hilfsgröße fungieren.

3. Skalare und vektorielle Größen

Der Momentanwert, der einer Variablen durch ihre Meß- bzw. Berechnungsvorschrift zugeordnet wird, muß nicht notwendigerweise eindimensional sein. Ist er es, so sprechen wir von einer *skalaren* Größe. Zuweilen empfiehlt es sich, mehrere Skalare zu einer einzigen, mehrdimensionalen Größe zusammenzufassen, und zwar insbesondere dann, wenn die eindimensionalen Komponenten im Systemgeschehen wenigstens streckenweise dasselbe Schicksal haben.

So werden wir z.B. später die Schräglage des Streifenfeldes und die der Leuchtlinie zu einer zweidimensionalen Variablen zusammenfassen, da beide gemeinsam die totale optische Reizsituation charakterisieren und beide in gleicher Weise durch die Körperschräglage drehtransformiert werden (vgl. genauer auf S. 128f.).

Da man die Dimensionen solcher zusammengesetzter Variablen formal als Komponenten eines Vektors deuten kann, sprechen wir hier von

vektoriellen Größen. Vektorielle Größen müssen wir stets auch dann ansetzen, wenn über die Dimensionalität noch nichts Genauereres bekannt ist:

4. *Observable und inferable Größen*

Wirkgrößen, für die eine operationale Meßvorschrift unabhängig von den Meßvorschriften aller anderen aufgelisteten Wirkgrößen zumindest angebar ist, mögen im Anschluß an den physikalischen Sprachgebrauch *observabel* heißen. Hilfsgrößen, die als analytische Umformung oder Verknüpfung observabler Wirkgrößen definiert sind, werden ebenfalls als *observabel* bezeichnet.

Observable Wirkgrößen sind in unserem Fall z.B. die Schräglagen des Streifenfeldes und der Leuchtlinie gegen die Schwerkrafttrichtung, aber auch z.B. die „retinalen Schräglagen“ dieser Gebilde, also die Neigungswinkel ihrer Netzhautprojektionen gegen die Netzhautmediane (vgl. S. 125), obwohl die Messung dieser Winkel technische erhebliche Schwierigkeiten machen würde und von uns *de facto* nicht durchgeführt wurde³.

Als *inferabel*⁴ sollen im Gegensatz zu observablen solche Wirkgrößen bezeichnet werden, die zwar auch als „existent“ im Sinne unabhängiger Meßbarkeit *gedacht* werden, ohne daß es aber bereits möglich ist, hierfür entsprechende Operationen anzugeben. Inferable Wirkgrößen müssen demgemäß stellvertretend durch Observable, in der Regel durch observable Hilfsgrößen, definiert werden. Sie unterscheiden sich jedoch von observablen Hilfsgrößen grundsätzlich durch die „surplus meaning“, daß im Zuge fortschreitender biologischer Forschung für sie eine von den Definitions-Observablen unabhängige (neurophysiologische) Interpretation erwartet wird.

Zuweilen kommt es vor, daß man im Verlauf der Systemanalyse Berechnungsvorschriften für Hilfsgrößen sinngemäß von Observablen auf Inferable übertragen möchte. So kann z.B. der observablen Bewegung der Leuchtlinie eine entsprechende Bewegung der „subjektiven Vertikalen“ der Vp als hypothetisches innerorganismisches Korrelat zugeordnet werden; auch zu der letzteren kann man dann aber etwa einen

3 Ein Grenzfall liegt vor, wenn die Messung einer Größe im Rahmen der Modellkonstruktion durch eine *postulierte* Wertezuweisung ersetzt wird. Solche Größen sind zweifellos ohne Bezugnahme auf die übrigen aufgelisteten Wirkgrößen spezifiziert und rechnen daher, auch wenn über ihre Natur nichts weiter bekannt ist, zu den Observablen. Wir werden lediglich einem einzigen Fall dieser Art begegnen (s. vgl. S. 126f.).

4 Vom englischen „inferable“ = unterstellbar, erschließbar. Die Wortbildung wird vorgeschlagen, da sie sich 1. als eine an „observable“ anklingende Abkürzung des im Englischen üblichen Terminus „inferred variable“ eignet und 2. im Unterschied zu dem einfacheren Adjektiv „hypothetisch“ auch in substantivischer Form („die Inferable“ entsprechend „die Observable“) verwenden läßt.

„Pegel“ berechnen. Wir sprechen in solchen Fällen ganz analog von *inferablen Hilfsgrößen* (vgl. z.B. S. 141).

Ersichtlichermäßen verwenden wir den Ausdruck „inferable Wirkgröße“ gleichbedeutend mit „hypothetical construct“ im Sinne von McCorquodale und Meehl (1948), während das, was diese Autoren (im engeren Sinn) als „intervening variable“ bezeichnen, bei uns „observable Hilfsgröße“ heißt. Im Unterschied zu McCorquodale und Meehl legen wir der Begriffstrennung aber kein einfaches, sondern ein doppeltes Einteilungsprinzip (1. beobachtet-erschlossen, 2. empirisch-analytisch) zugrunde, so daß wir — neben dem Trivialfall der „observablen Wirkgröße“ — noch das vierte Konstrukt einer „inferablen Hilfsgröße“ vorsehen, zu dem es bei den genannten Autoren kein Pendant gibt.

5. Prozeßgrößen, Parametergrößen, Systemgrößen

Die nun noch folgenden Spezifikationen sind insofern eher relativ, als sie sich weniger auf die Natur der Variablen als vielmehr auf die Form des systemanalytischen Versuchsplanes beziehen.

Wir bezeichnen nachfolgend jede Größe, die im Zeitraum eines Versuchsdurchganges (12 min) ihren Wert im allgemeinen ändert, als *Prozeßvariable* oder *Prozeßgröße* (z.B. die Schräglage des Streifenfeldes oder der Leuchtlinie). Daten wiederum, die mindestens in der Größenordnung der Gesamtversuchsdauer (ca. 4 Wochen) als konstant betrachtet werden können (z.B. die Größe und Struktur des Streifenfeldes oder das Alter der Vpn), mögen *Systemgrößen* heißen. Variable schließlich, die zwar im Laufe des Gesamtversuchs, nicht aber während jedes einzelnen Versuchsdurchganges ihren Wert ändern, bezeichnen wir als *Parametergrößen* oder einfach *Parameter*. Beispiele hierfür wären die Körperschräglage und die Winkelgeschwindigkeit des Streifenfeldes⁵.

6. Faktuelle und kontrafaktuelle Werte abhängiger Größen

Die fortlaufende Messung einer abhängigen Größe ergibt einen zeitlichen Werteverlauf, der von der jeweiligen Manipulation der freien Eingänge abhängt. Er ist also durch diese festgelegt: sobald über deren Determination entschieden ist, steht auch fest, welche Werte die abhängige Variable in welcher zeitlichen Reihenfolge einnimmt⁶.

Wir nennen einen solchen unter realisierten Versuchsbedingungen wirklich stattfindenden Prozeß *faktuell*.

Gelegentlich kommen nun in der systemanalytischen Argumentation Aussagen über Werteverläufe abhängiger Größen vor, die auftreten

⁵ Die letztgenannte Größe ist im Vorzeichen veränderlich und somit — trotz gleichbleibenden Absolutbetrages — keine Systemgröße. Es handelt sich übrigens (wegen der rein analytischen Beziehung zur Drehbewegung) um eine Hilfsgröße.

⁶ Wir gehen einfachheitshalber von einem streng deterministischen System aus. Die Überlegung läßt sich jedoch ohne prinzipielle Einschränkung auch auf stochastische Systeme übertragen.

würden, wenn *andere* Bedingungen geherrscht hätten, z.B. die freien Eingänge andere als die tatsächlich realisierten Werte angenommen hätten. Solche fiktiven Prozesse an abhängigen Variablen unter nicht realisierten Versuchsbedingungen bezeichnen wir im Anschluß an Nagel (1961, S. 68ff.) als *kontrafaktuell*⁷.

So ist z. B. die Vp auch dann in der Lage, der Leuchtlinie fortlaufend bestimmte, ihr subjektiv als senkrecht imponierende Schräglagen zu erteilen, wenn das Streifenfeld überhaupt nicht eingeschaltet wird („rein vestibulärer“ im Unterschied zum „optisch-vestibulären“ Versuch, vgl. S. 137). Der Verlauf, den die Stellung der Leuchtlinie nun unter solchen „rein vestibulären“ Bedingungen genommen hätte, in einem Zeitraum, in dem das Streifenfeld *tatsächlich eingeschaltet war* und also auf Grund optischer Induktion ganz andersartige Einstellungen der Leuchtlinie erzwang, wäre ein typisch kontrafaktueller Werteverlauf.

Auch kontrafaktuelle Werteabfolgen können natürlich per definitionem nicht unmittelbar gemessen, sondern müssen durch Berechnungsvorschrift aus den faktuellen Wertefolgen von Observablen definiert werden; sie sind aber wiederum von bloßen Hilfsgrößen durch eine „surplus meaning“ abgehoben, nämlich durch die Unterstellung, daß unter bestimmten angebbaren (aber eben nicht realisierten) Bedingungen gerade diese Verläufe unmittelbar meßbar gewesen wären. Wir sind uns der wissenschaftstheoretischen Problematik dieses Constructs wohl bewußt; gleichwohl sind wir zu seiner Verwendung genötigt, da anders die in der nachfolgenden Diskussion immer wieder auftretenden „stationären Werte“ (vgl. S. 134ff.) nicht einzuordnen wären.

7. Deterministische und stochastische Größen

Die bisherigen Definitionen setzten voraus, daß die kybernetische Systembeschreibung — durch Vorschrift, Messung, Berechnung oder Unterstellung — der betreffenden Variablen für jeden Zeitpunkt einen bestimmten Wert zuweist. Solche Größen nennen wir *deterministisch*.

„Deterministisch“ heißt also nicht „determiniert“ im Sinne von „abhängig“ (s. S. 119); auch freie Eingänge sind, wenn sie dem oben genannten Kriterium genügen, in diesem Sinn deterministisch.

Es ist nun unter Umständen aber auch zweckmäßig oder unumgänglich, im Rahmen der Systembeschreibung auf eine vollständige Spezifikation der Werteabfolge einer Variablen zu verzichten und sich damit zu begnügen, sie lediglich durch statistische Kennwerte, also unvollständig, zu beschreiben. Solche Variablen nennen wir *stochastisch*. Im Rahmen unserer Systemanalyse werden wir nur eine einzige Größe dieser Art einzuführen haben (vgl. S. 126f.).

Stochastische Größen rechnen zu den Observablen, wenn die statistischen Kennwerte, mit denen sie spezifiziert werden, unabhängig von den

⁷ Engl. *counterfactual*.

übrigen aufgelisteten Observablen bestimmbar sind. In allen anderen Fällen gelten sie als inferabel.

8. Graphische Symbolik

Wir erläutern abschließend die in unseren Blockschaltbildern (Wirkungsplänen) verwendete Symbolik. Sie basiert auf zwei Grundelementen: *Linien* und *Blöcken*. Linien bezeichnen Wirkgrößen; jeder Block steht für ein „System“, d. h. ein konkretes materielles Gebilde, an dessen (beliebig wählbarer) Grenze die Variablen meßbar zu denken sind, deren Linien in der Darstellung den Block berühren. In der Regel wird es sich bei den nachfolgend eingeführten Systemen um Organe oder Organteile handeln, deren anatomische Natur und Lokalisation indessen noch keineswegs bekannt zu sein brauchen. Entscheidend ist vielmehr nur der Wirkungszusammenhang, den das System zwischen den angrenzenden Wirkgrößen stiftet; dieser wird in Form eines mathematischen Ausdrucks oder einer graphischen Kennlinie dem Block eingezeichnet.

Jede Linie trägt einen *Pfeil*. Je nachdem, ob dieser auf einen Block hin oder von ihm weg weist, repräsentiert die Linie eine Eingangs- oder aber eine Ausgangsgröße des betreffenden Systems, wobei der Unterschied beider im Wirkungssinn liegt: Eingänge wirken in dem betreffenden System auf Ausgänge, nicht umgekehrt (Abb. 6a, vgl. auch S. 118f.). Ein und dasselbe System kann in einem Blockschaltbild beliebig oft als Block erscheinen, hingegen darf für jede Variable nur eine einzige Linie gezeichnet werden, die aber nötigenfalls (nämlich dann, wenn die Variable auf mehrere Ausgänge wirkt) entsprechend oft verzweigt sein kann (Abb. 6b).

Systemgrößen (s. S. 121) werden nicht als Linien symbolisiert, sie schlagen sich als Konstanten in den mathematischen Ausdrücken bzw. graphischen Darstellungen nieder, die den Blöcken eingezeichnet sind. Hilfsgrößen erscheinen überhaupt nicht im Blockschaltbild. Vektorielle Variable werden (unabhängig von der Zahl der Dimensionen) durch Doppellinien dargestellt (Abb. 6c). Alle Linien, die „im Leeren“ entspringen (wie z. B. x in Abb. 6), stellen freie Eingänge dar.

Die Addition zweier Variabler wird durch einen kleinen *Kreis* symbolisiert, der durch zwei Diagonalen in vier Quadranten aufgeteilt ist (Abb. 6d). Wenn, wie in Abb. 6e, einer der Quadranten schwarz ausgefüllt ist, so bedeutet das eine Vorzeichenumkehr der dort eingespeisten Variablen; der Kreis wird dadurch zum Subtraktionssymbol. Eine Multiplikation (bzw. Division) zweier Variablen wird durch ein entsprechend in Quadranten aufgeteiltes kleines *Quadrat* gekennzeichnet (Abb. 6f).

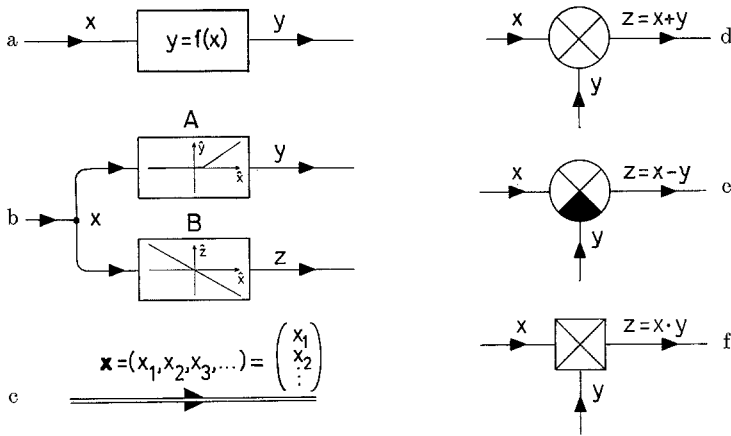


Abb. 6a–f. Erläuterung der Symbole in den Blocksaltbildern. a System mit Eingangs- (x) und Ausgangsgröße (y). b „Verzweigung“ der Größe x ; drückt aus, daß x auf zwei abhängige Variable (y und z) wirkt. Die Blöcke enthalten Kennlinien, und zwar eine nichtlineare Kennlinie (System mit absoluter Schwelle) bei A, eine lineare Kennlinie (mit Vorzeichenumkehr) bei B. Die Dächer über den Buchstabensymbolen bezeichnen „stationäre Werte“ (vgl. S. 135). c Vektorielle Variable. Die Komponenten werden bei ausführlicher Schreibung entweder als Zeilen- oder als Spaltenmatrix dargestellt. Im Rahmen unserer Problemstellung besteht keine Notwendigkeit, diese beiden Schreibweisen zu unterscheiden. d Additionssymbol. e Subtraktionssymbol. f Multiplikationssymbol

V. Systemanalyse

1. Definition der observablen Wirkgrößen

Wir bezeichnen nachfolgend einheitlich alle *Observablen* (sowohl Wirk- als auch Hilfsgrößen) mit kleinen griechischen Buchstaben, alle *Inferablen* mit kleinen lateinischen Buchstaben. *Skalare* Größen werden normal, *vektorielle* fett gedruckt.

Im Gesichtsfeld der Vp befindet sich bei unseren Versuchen eine Mannigfaltigkeit von Konturen, die sich in zwei Klassen aufteilen läßt:

1. Die Leuchtlinie (Neigungswinkel λ),
2. Die Streifen des Hintergrundfeldes (Neigungswinkel β).

Die Neigungswinkel dieser Konturen werden jeweils in zwei verschiedenen Bezugssystemen definiert, von denen das erste der „distalen“, das zweite der „proximalen“ Reizsituation zugeordnet ist. Die Wahl des Bezugssystems wird durch große lateinische Indices kenntlich gemacht. Es bezeichnen:

1. Der Index „G“ die Neigung der Kontur gegen die *Schwerkraft-richtung*.

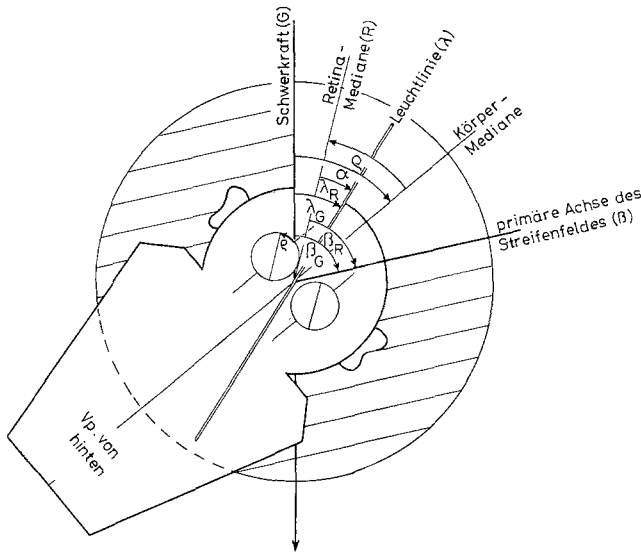


Abb. 7. Winkeldefinitionen. Der Neigungswinkel einer Kontur (Pfeilspitze) gegen ihre Bezugsrichtung (Pfeilursprung) ist als positiv definiert, wenn der Pfeil, von der Vp aus gesehen, im Uhrzeigersinn orientiert ist. Im vorliegenden Schema sind also alle Winkel außer ρ positiv

2. Der Index „ R “ die Neigung der retinalen Konturprojektion gegen die *Retina-Mediane*, d.h. gegen denjenigen Netzhautmeridian, auf den sich bei aufrechter Kopfhaltung eine physikalisch lotrechte Kontur abbilden würde.

Die Beziehung zwischen G - und R -indizierten gleichnamigen Winkeln wird durch folgende weitere Winkeldefinitionen hergestellt: Es sei

α der Neigungswinkel der Kopf-(= Körper-)Hochachse gegen die Schwerkraftsrichtung;

ρ der Neigungswinkel der Retina-Hochachse gegen die Kopfhochachse („Augenrollung“).

Wie man aus Abb. 7 abliest, ist

$$\beta_R = \beta_G - (\alpha + \rho) \quad (1a)$$

bzw.

$$\lambda_R = \lambda_G - (\alpha + \rho). \quad (1b)$$

Hieraus folgt natürlich auch, daß Differenzen zwischen gleich indizierten Winkeln gegen die Art der Indizierung (d.h. gegen die Wahl des Bezugssystems) invariant sind:

$$\beta_G - \lambda_G = \beta_R - \lambda_R = \beta - \lambda. \quad (2)$$

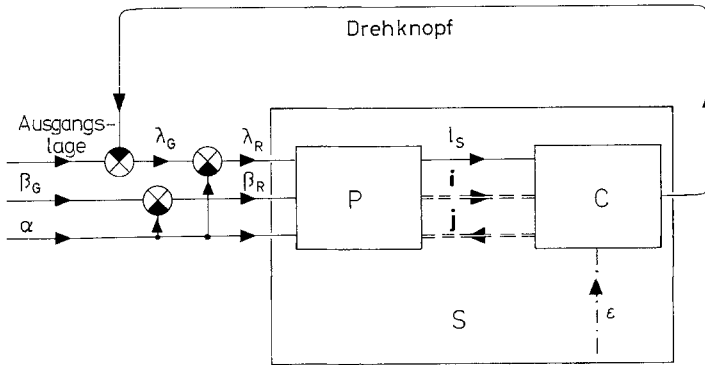


Abb. 8. Allgemeiner Wirkungsplan der Versuchssituation. „Drehknopf“ Betätigung des Drehknopfes durch die Vp; „Ausgangslage“ Einstellung der Ausgangslage der Leuchtlinie durch den VI vor Versuchsbeginn (in unseren Versuchen immer $=\alpha$ und zugleich parallel zur Ausgangslage des Streifenfeldes). Weitere Erklärungen im Text

2. Grundpostulate

Es ist zweckmäßig, als Grundlage für die weiteren Überlegungen zunächst die Aufgabenstellung systemtheoretisch zu analysieren. Abb. 8 zeigt dazu den Wirkungsplan.

Wir betrachten unsere Vp als ein System S mit observablen Ein- und Ausgangsgrößen. Als unmittelbare Eingänge fungieren die folgenden proximalen Reizgrößen:

1. Die Schräglage der Leuchtlinie (λ_R),
2. Die Schräglage des Streifenfeldes (β_R),
3. Die Körperschräglage (α).

Die beiden erstgenannten hängen mit den entsprechenden distalen Variablen λ_G und β_G nach den Gln. (1) zusammen; dieser Zusammenhang ist im Blockschaltbild durch Subtraktionsstellen symbolisiert, wobei lediglich aus Übersichtsgründen die geringfügige Augenrollung ϱ vernachlässigt wurde.

Die einzige zunächst interessierende Ausgangsgröße ist die Verstellung des Drehknopfes durch die Vp (vgl. S. 109), die wiederum im Sinne einer negativen Rückkoppelung, gemeinsam mit der vom VI zuvor eingestellten Ausgangsposition der Leuchtlinie, deren Stellung λ_G determiniert.

Alle weiteren auf die Versuchsergebnisse Einfluß nehmenden freien Eingänge innerorganismischer oder apparativer Natur sind entweder Systemgrößen, die demgemäß nicht als Pfeile im Blockschaltbild erscheinen (wie z. B. Alter und Geschlecht der Vpn, die Größe des Streifenfeldes usw.), oder sie entziehen sich genauerer Spezifikation und können daher nur symbolisch in einer stochastischen Variablen ε zusammengefaßt werden (vgl. S. 127).

Über das Innere der „black box“ S müssen wir nun eine Reihe von *Postulaten* aufstellen, deren Gültigkeit im weiteren vorausgesetzt wird. Dasselbe oder ein sehr ähnliches Postulatensystem liegt praktisch allen uns bekannten Arbeiten über die menschliche Vertikalenwahrnehmung stillschweigend zugrunde; wir wollen es hier jedoch ausdrücklich reflektieren.

(P1). In S lassen sich zwei Teilsysteme trennen, ein „Wahrnehmungssystem“ P und ein „System der kognitiven Verarbeitung des Wahrgenommenen“ C , wobei λ_R , β_R und α Eingangsgrößen von P sind, während die motorische Reaktion am Drehknopf Ausgangsgröße von C ist. Die Grenze beider Teilsysteme ist definiert durch eine Inferable l_S , die als Ausgang von P und Eingang von C fungiert und von der Vp als „anschauliche Schräglage der Leuchtlinie“ verbalisiert wird.

(P2). Die Inferable l_S ist eindimensional.

(P3). Die vom VI gegebene Instruktion, die Leuchtlinie „anschaulich vertikal“ einzustellen, wird von der Vp dahingehend verstanden, daß sie den Drehknopf (und damit λ) so lange und auf solche Weise manipuliert, daß in hinreichender Approximation andauernd gilt

$$l_S \approx 0 \quad \text{oder besser} \quad l_S = \varepsilon, \quad (3a, b)$$

wobei ε (vgl. S. 126) als stationäre stochastische Variable mit vernachlässigbarer Varianz und dem Erwartungswert 0 definiert ist.

(P4). Falls es außer l_S weitere Wirkungen von P auf C gibt (Vektor i in Abb. 8), so ist deren Einfluß auf die Betätigung des Drehknopfes durch die Vp vernachlässigbar gering.

(P5). Desgleichen bleiben etwaige Rückführungen (j) von C auf P ohne berücksichtigungswerten Einfluß auf l_S .

Erläuterungen. Wir setzen also voraus, daß die perzeptiven Prozesse, die zur Etablierung der anschaulichen Vertikalen führen und die den eigentlichen Gegenstand unserer Untersuchung bilden sollen, trennbar und (hinreichend) unabhängig sind von den Prozessen, die außerdem noch nötig sind, um die Versuchsanweisung zu erfüllen. Zu den letzteren gehören u. a.: die intellektuellen Vorgänge bei der Aufnahme und Ausführung der Instruktion, die Zentrierung der Aufmerksamkeit auf die Leuchtlinie, die motorische Einstellung auf Betätigung des Drehknopfes usw. — Die funktionale Trennbarkeit der beiden Teilsysteme hat zur Voraussetzung, daß l_S von etwaigen inneren Rückführungen (j_1, j_2, \dots) hinreichend unabhängig ist, daß die anschauliche Vertikale also hinreichend invariant ist gegenüber der Art und Weise, in der die Vp sich mit der Aufgabe auseinandersetzt, sie zu objektivieren. Nach allem, was man weiß, bedeutet diese Forderung eine Idealisierung, deren Berechtigungsspielraum künftig noch genauer zu prüfen sein wird. — Wir fordern weiterhin, daß die Eingänge von P im wesentlichen *nur* über l_S (und nicht noch außerdem über weitere Variablen i_1, i_2, \dots) auf die Betätigung des Drehknopfes wirken. Diese Forderung, die notwendig ist, wenn die Einstellung der Leuchtlinie als Indikator für die anschauliche Senkrechte der Vp zu werten sein soll, stellt wahrscheinlich ebenfalls eine Idealisierung dar. Es wäre z. B. daran zu denken, daß besonders extreme Körperschräglagen als unbequem empfunden werden und dann

mittelbar — etwa auf dem Umweg über die Konzentration — gleichsam „an l_S vorbei“ den Versuchsausgang beeinflussen könnten. Vieles spricht ferner dafür, daß P nicht nur den Betrag von l_S , sondern außerdem auch noch so etwas wie die „Eindringlichkeit“, die „Prägnanz“ ebendieser Meldung an C signalisiert, eine Variable, die wahrscheinlich ihrerseits von α und β abhängt, und zwar anders als l_S . Sie wird der V_p als ein bestimmter Grad der Evidenz, der subjektiven Sicherheit bei der Einstellung der Leuchtlinie bewußt und könnte auf diesem Weg immerhin auch auf die Einstellung des Drehknopfes Einfluß nehmen. All dies unterstellen wir jedenfalls als vernachlässigbar. — Eine weitere Voraussetzung, die übrigens bereits in die Anlage unserer Apparatur eingeht (wenn wir nämlich eine einzige Leuchtlinie zur Objektivation der anschaulichen Senkrechten vorsehen), ist die der Eindimensionalität von l_S . Man wird nun aber mit der Möglichkeit rechnen müssen, daß dem, was der V_p einfach als Schrägeigung der Leuchtlinie bewußt wird, auf der physiologischen Seite ein wesentlich komplexeres Erregungsmuster zugrunde liegt (vgl. dazu auch S. 129f.). Wenn das der Fall ist, so scheint dieses Erregungsmuster zwar normalerweise Ordnungscharakteristika aufzuweisen, die es gestatten, ihm in jedem Moment genau einen Wert der anschaulichen Vertikalen zuzuordnen. Es gibt jedoch Situationen, in denen diese Bedingung nicht erfüllt ist und die subjektive Vertikale statt dessen auf anschaulich unklare oder auch paradoxe Weise mehrere inkompatible Werte zugleich anzunehmen tendiert, so etwa, wenn eine V_p bei $\alpha = 180^\circ$ gelegentlich unsicher ist, ob sie wirklich auf dem Kopf steht oder sich aber in aufrechter Lage befindet. Wir können die Möglichkeit nicht ausschließen, daß Phänomene dieser Art auch in unseren Versuchen aufgetreten sind, ohne daß die Vorrichtung es erlaubte, sie zu objektivieren. — Was schließlich das Postulat ($P3$) betrifft, so räumt dieses zunächst ein, daß die Leuchtlinie der V_p nicht in jedem Moment genau vertikal erscheinen muß. Da sich nämlich die V_p immer wieder durch probierendes Spiel am Drehknopf über die beste Einstellung der Leuchtlinie zu orientieren trachtet, ist eine gewisse irrelevante Oszillation umgänglich, und diese wird durch die stochastische Variable ε symbolisiert. Das Postulat unterstellt lediglich, daß die Varianz dieser Oszillation sich in vernachlässigbaren Grenzen hält. Es unterstellt ferner, daß der Erwartungswert der Oszillation stationär bei Null liege, was freilich wohl nur näherungsweise gelten kann. Das instruktionsgemäße Verhalten der V_p läßt sich nämlich als Integral-Regelung mit periodischem Eingang interpretieren. Nach den Gesetzen der Regelungstheorie ist unter diesen Umständen nicht zu erwarten, daß die Einstellung der Leuchtlinie dem Gang der anschaulichen Vertikalen ohne systematische Verzerrung von Phasenlage und Amplitude folgen sollte. Allerdings haben wir einiges Recht zu der Annahme, daß solche Fehler, falls sie auftreten, vernachlässigbar klein sein dürften, und zwar wegen der (im Vergleich zur Reaktionsgeschwindigkeit der V_p) ziemlich langsamen Streifenbewegung. Immerhin wären auch hier noch gesonderte Untersuchungen wünschenswert⁸.

3. Die Affferenz

Als ersten Ansatz zur Analyse des Systems P führen wir drei inferable Wirkgrößen l_R , b_R und a ein und verstehen darunter afferente Meldungen, die im visuellen bzw. im vestibulären System durch die proximalen Reize λ_R , β_R und α ausgelöst werden.

Wir fassen die beiden (skalaren) Variablen λ und β sowie l und b nunmehr gemäß den Erläuterungen S. 119 im Blockschaltbild einfach-

⁸ Etwa durch dauernd variierende Störeinflüsse auf die Leuchtlinien-Stellung durch den V_l über den freien Eingang („Ausgangslage“) vor λ_G in Abb. 8.

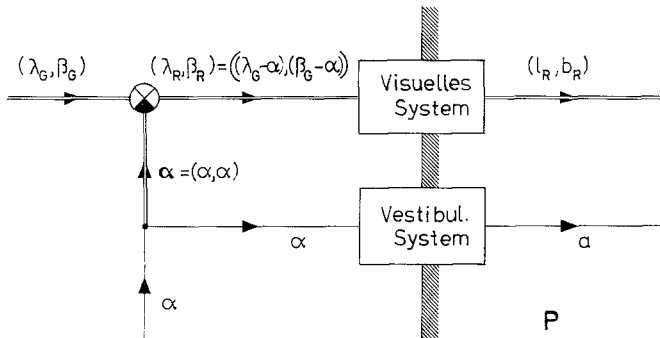


Abb. 9. Afferente Signale l_R , b_R und a . Die schraffierte senkrechte Linie gibt die Grenze des Systems P aus Abb. 8 an. Sie trennt zugleich den Observablen- vom Inferablenbereich

heitshalber zu je einem einzigen zweidimensionalen Vektor (λ, β) bzw. (l, b) zusammen (Abb. 9). Um die Subtraktion der Kopfschräglage ausführen zu können, definieren wir ferner einen Vektor

$$\alpha = (\alpha, \alpha) \quad (4)$$

mit zwei gleichen Komponenten α , der nun an die Stelle der zweifachen Abzweigung von α in Abb. 8 tritt.

Die drei soeben eingeführten Inferablen sollen gemäß den Ausführungen oben, S. 120, als „existent“ gedacht sein im Sinne physiologischer Interpretierbarkeit in einem künftigen Forschungsstadium.

Bei diesem Kriterium ist allerdings vor einem Mißverständnis zu warnen: Es soll damit keineswegs die Erwartung impliziert sein, daß die betreffenden Inferablen auf der relativ niedrigen Abstraktionsebene konventioneller neurophysiologischer Messung (elektrische Aktions- und Bestandspotentiale) eines Tages als unmittelbar meßbar aufscheinen würden. Vielmehr wären sie dann höchstwahrscheinlich nur berechenbar, d. h., sie müßten bei einer Neudefinition der Wirkgrößen auf dem Niveau der Neurophysiologie als Hilfsgrößen angesprochen werden.

So wissen wir etwa für den Fall des Statischen Organs, daß hier bereits auf der Reizseite nicht mehr der (im Winkel- oder Bogenmaß gemessene) Kopfneigungswinkel α selbst, sondern vielmehr eine verzerrt sinusförmige Funktion desselben wirksam wird (v. Holst, 1950). Die Phasenlage dieser trigonometrischen Funktion ist ferner für jedes der vier Sinnesepithelien in den Utriculi und Sacculi eine andere, da diese gegeneinander geneigt (und zudem in sich gekrümmt bzw. geknickt) sind; es gibt also auch nicht nur eine einzige, sondern vier verschiedene Reizgrößen. Auf der Erregungsseite kompliziert sich das Bild nochmals insofern, als sogar jede einzelne Sinneszelle, abhängig von der Polarisationsrichtung ihres Kinociliums, in unterschiedlicher Weise auf den Reiz anspricht (vgl. im einzelnen Bischof, 1966c, S. 465, sowie Lindemann, 1969). Jeder Kopfschräglage entspricht also eine große

Zahl quantitativ verschiedener Erregungsgrößen einzelner Vestibularis-Fasern, von denen keine einzige monoton mit α variiert. Die Afferenz des Statolithenapparates wäre tatsächlich auf *physiologischer* Ebene als ein vieldimensionaler Vektor aufzufassen, und die skalare Variable a würde sich, von dort aus betrachtet, zu einer Hilfsgröße verflüchtigen, die nach geeigneter Vorschrift aus den Komponenten jenes Vektors zu berechnen wäre.

Ähnlich verhält es sich auf der optischen Seite. Aus Untersuchungen über die Struktur rezeptiver Felder visueller Neurone an höheren Säugetieren ist bekannt, daß das optische System Detektoren zur Bestimmung der Ausrichtung von Reizkonturen auf der Retina besitzt; die Erregungsabgabe solcher Konturen bei adäquater Reizung scheint dabei verzerrt kosinusförmig von dem doppelten⁹ Neigungswinkel der Reizkontur gegen eine für den jeweiligen Detektor spezifische retinafeste Bezugsachse abzuhängen (vgl. Hubel u. Wiesel, 1959). Angesichts der Vielzahl solcher Detektoren und der Unterschiedlichkeit ihrer Polarisationsrichtungen ist auch hier damit zu rechnen, daß die Reizgrößen λ_R und β_R auf komplexe Erregungsmuster — also wiederum durch einen vieldimensionalen Erregungsvektor — codiert werden, so daß für die hypothetischen Wirkgrößen l_R und b_R sinngemäß dasselbe gilt wie für a .

Solange nun bei den drei eingeführten Inferablen das jeweils zugrundeliegende neurophysiologische Signalmuster unbekannt ist, kann natürlich auch für keine von ihnen von dort her eine Berechnungsvorschrift formuliert werden. Es bleibt vielmehr logischerweise nur die Möglichkeit, sie von den Observablen her zu definieren, in unserem Fall also von den Eingangsgrößen λ_R , β_R und α . Wir werden im folgenden sehen, daß sich auf diesem Wege in der Tat konsistente Definitionen entwickeln lassen.

4. Das Kompensationstheorem

Wir haben festgestellt (S. 103), daß die Wirksamkeit der zu untersuchenden Mechanismen als eine „Drehtransformation des phänomenalen Raumkoordinatensystems“ verstanden werden kann. Würde das System *ideale* Raumkonstanz, d.h. eine völlig gegenstandstreue („veridikale“) Raumwahrnehmung bei Kopfschräglagen bewirken, so könnten wir über diese Transformation genauere Angaben machen, die aus dem von Bischof (1966b, S. 371 ff.) formulierten „Kompensationsprinzip“ folgen. Gemäß diesem Prinzip beruhen Konstanzleistungen darauf, daß der Organismus Störungen auf die Weise beseitigt, daß er sie mit umgekehrtem Vorzeichen wiederholt.

In unserem Fall besteht die „Störung“ in der Kopfnéigung α , und zwar wird diese gemäß Abb. 9 von den objektiven Konturnéigungswinkeln (λ_G , β_G) *subtrahiert*. Das Ergebnis dieser Subtraktion ist (λ_R , β_R), das sozusagen als „Ausgangsmaterial“ für die weitere Verrechnung fungiert. Der Kompensationsvorgang würde dann so vor sich gehen, daß

⁹ Das heißt mit einer Periodenlänge von 180° , sofern die Konturen, wie es in unseren Versuchen der Fall ist, durch eine Halbdrehung wieder vollständig mit sich zur Deckung gebracht werden können.

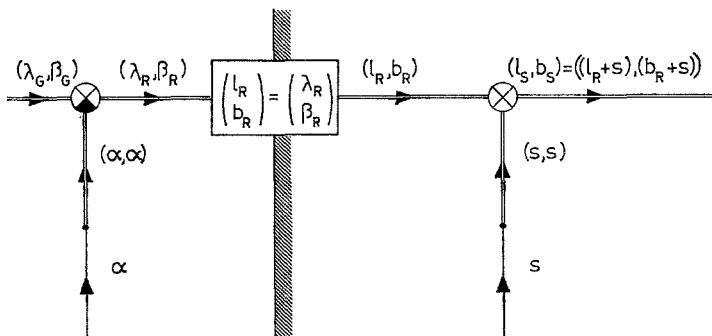


Abb. 10. Wirkungsplan des Kompensationsprinzips. Block: visuelles System.
 α Störgröße, s Kompensationsgröße

der Organismus sich auf geeignete Weise einen Repräsentanten von α — wir wollen ihn s nennen — besorgt und diese Größe mit umgekehrtem Vorzeichen, also *additiv*, in den afferenten Informationsfluß einspeist (Abb. 10).

Aus dieser Verrechnung resultiert ein Vektor (l_S, b_S) , dessen erste Komponente die bereits oben S. 127 eingeführte Inferable l_S ist, während die zweite Komponente sinngemäß als „anschauliche Schräglage der Primärachse des Streifenfeldes“ zu charakterisieren wäre.

Für beide Komponenten gilt wiederum, daß ihnen physiologisch sicher ein sehr kompliziertes Erregungsmuster zugrunde liegen dürfte, welches wir ebensowenig kennen, wie das Erregungsmuster der optischen Afferenz, welches l_R und b_R fundiert. Wir müssen also auch hier eine definitorische Verankerung an Observablen vornehmen.

Die Bedingung für *ideale Raumkonstanz* läßt sich nun exakt angeben: Es müßte gelten

$$l_S = \lambda_G \quad (5a)$$

und entsprechend

$$b_S = \beta_G, \quad (5b)$$

und diese Forderung wird jedenfalls dann erfüllt, wenn

$$\text{I.} \quad l_R = \lambda_R \quad \text{und} \quad b_R = \beta_R, \quad (6a, b)$$

$$\text{II.} \quad s = \alpha, \quad (7)$$

$$\text{III.} \quad l_S = l_R + s \quad \text{und} \quad b_S = b_R + s, \quad (8a, b)$$

wie man sich an Hand von Abb. 10 leicht klarmacht.

Die drei Bedingungen sind also zumindest ausreichend für *ideale Raumkonstanz*; ob sie auch notwendig sind, bliebe zu diskutieren. Wir wollen dies in so genereller Form aber gar nicht tun — denn wir wissen bereits,

daß, jedenfalls unter unseren Versuchsbedingungen, das Wahrnehmungssystem überhaupt nicht in der Lage ist, ideale Raumkonstanz zu leisten: Wie die Abb. 4a—g (S. 114f.) zeigen, ist für den Fall der anschaulichen Vertikalen ($l_S \approx 0$) die Bedingung (5a) keineswegs dauerhaft erfüllt: keine der dort abgebildeten Kurven dürfte sonst an irgendeiner Stelle signifikant von der Abszisse abweichen! Das bedeutet aber, daß von den drei Forderungen mindestens eine nicht erfüllt sein kann: Entweder verzerrt die retinale Afferenz systematisch den proximalen Reiz (gegen Forderung I), oder die Kompensationsgröße s stimmt nicht exakt mit der Kopfschräglage überein (gegen II), oder der Kompensationsvorgang erfolgt nicht additiv (gegen III); selbstverständlich sind auch beliebige Kombinationen der drei Fehlerquellen denkbar.

Wir stellen nun folgende *Behauptung* auf: Die Forderungen I und III sind erfüllt, wenn die Raumwahrnehmung „*orthogonal*“ ist: Es sei also $\Delta\lambda$ der Betrag, um den eine Kontur λ_R gedreht werden muß, damit ihre (beliebige) anschauliche Schräglage bei einer bestimmten Veränderung von α und/oder β konstant bleibt. Wenn nun $\Delta\lambda$ unabhängig von der Ausgangsstellung λ_R ist, dann liegt „Orthogonalität“ vor, und in diesem Fall sind behauptungsgemäß die Gln. (6) und (8) notwendig richtig.

Beweis. Angenommen, in einer bestimmten Körperposition α habe eine Kontur λ_R die anschauliche Schräglage l_S^{10} ; die Primärachse des optischen Hintergrundfeldes habe zugleich den retinalen Neigungswinkel β_R . Bei Änderung der Körper-schräglage um $\Delta\alpha$ und der Streifenneigung um $\Delta\beta$ wird sich l_S um den Betrag Δl ändern.

Dabei ist

$$l_S = f(\lambda_R, \beta_R, \alpha) \quad (9)$$

$$l_S + \Delta l = f(\lambda_R, \beta_R + \Delta\beta, \alpha + \Delta\alpha) \quad (10)$$

$$\Delta l = f(\lambda_R, \beta_R + \Delta\beta, \alpha + \Delta\alpha) - f(\lambda_R, \beta_R, \alpha). \quad (11)$$

Wir benötigen nun lediglich die folgende plausible Zusatzannahme:

(P6). Der Betrag $\Delta\lambda$, um den die Kontur λ_R gedreht werden muß, um unter den neuen Bedingungen wieder den anfänglichen Eindruck zu erwecken, wächst stark monoton mit Δl .

Der betreffende Zusammenhang sei

$$\Delta\lambda = \varphi(\Delta l). \quad (12)$$

Soll nun $\Delta\lambda$ unabhängig von λ sein, so muß gelten

$$\frac{\partial \Delta\lambda}{\partial \lambda} = 0. \quad (13)$$

Es ist dann aber nach (12) auch

$$\frac{d\varphi}{d\Delta l} \cdot \frac{\partial \Delta l}{\partial \lambda} = 0, \quad (14)$$

¹⁰ Diese sei beliebig; es gelte also für den folgenden Beweisgang nicht die einschränkende Forderung (3), S. 127.

und da gemäß (P6) der erste Faktor nirgends verschwindet, folgt daraus

$$\frac{\partial \Delta l}{\partial \lambda} = 0. \quad (15)$$

Aus (15) und (11) folgt weiter

$$\frac{\partial}{\partial \lambda} f(\lambda_R, \beta_R + \Delta \beta, \alpha + \Delta \alpha) = \frac{\partial}{\partial \lambda} f(\lambda_R, \beta_R, \alpha), \quad (16)$$

und dies ist offenbar nur dann möglich, wenn beide Seiten dieser Gleichung überhaupt von β_R und α unabhängig sind, also

$$\frac{\partial l_S}{\partial \lambda_R} = f^*, \quad (17)$$

wobei f^* eine Größe bezeichnen soll, die höchstens noch von λ_R abhängt.

Durch Integration von (17) erhält man einen Ausdruck für l_S :

$$l_S = \int f^* d\lambda_R + C, \quad (18)$$

worin die Integrations-, „Konstante“ C natürlich von allen Variablen abhängig sein kann, die in der vorhergegangenen partiellen Differentiation wie Konstanten behandelt worden waren, also von β_R und α . Bezeichnen wir nun noch den ersten Summanden in (18) mit l_R und den zweiten (die Integrationskonstante) mit s , so ergibt sich schließlich

$$l_S = l_R(\lambda_R) + s(\beta_R, \alpha), \quad (19)$$

was unserer Forderung III [Gl. (8a)] entspricht.

Wenn wir nun β_R um $\Delta \beta$ und α um $\Delta \alpha$ wachsen lassen, so wird

$$l_S + \Delta l = l_R(\lambda_R) + s(\beta_R + \Delta \beta, \alpha + \Delta \alpha). \quad (20)$$

Wir verändern sodann λ_R um $\Delta \lambda$ so, daß die anschauliche Schräglage der Kontur wieder l_S ergibt:

$$l_S = l_R(\lambda_R + \Delta \lambda) + s(\beta_R + \Delta \beta, \alpha + \Delta \alpha). \quad (21)$$

Subtrahiert man nun (21) von (20), so erhält man

$$\Delta l = l_R(\lambda_R) - l_R(\lambda_R + \Delta \lambda). \quad (22)$$

Wegen (15) ist wiederum

$$\frac{d}{d\lambda} l_R(\lambda_R) = \frac{d}{d\lambda} l_R(\lambda_R + \Delta \lambda), \quad (23)$$

woraus aber, analog zur Entwicklung (16)–(18), folgt

$$\frac{dl_R}{d\lambda} = c \quad (24)$$

und weiter

$$l_R = c \cdot \lambda_R + k. \quad (25)$$

Offensichtlich ist es möglich, durch eine lineare Transformation den Maßstab von l_R so zu eichen, daß sich in dieser Gleichung die Konstanten c und k trivial zu 1 bzw. 0 bestimmen, so daß schließlich unmittelbar die Gl. (6a) resultiert.

Es wäre für den weiteren Gang der Überlegungen also entscheidend, zu wissen, ob bei Variation von α oder β die *Orthogonalität* des visuellen

Raumes in hinreichender Näherung erhalten bleibt. Diese Frage wurde an unseren Vpn jedoch nicht untersucht, da uns die theoretische Bedeutung des Problems während des Zeitraums der Experimente noch nicht klar war — sie ergab sich erst aus den später angestellten Überlegungen zur Auswertung. Wir müssen uns also vorerst mit dem Zeugnis der Literatur begnügen, aus der allerdings ebenfalls nur spärliche Hinweise zu entnehmen sind (Übersicht bei Bischof, 1971). Diese sprechen aber immerhin für die Vertretbarkeit des folgenden Postulats:

(P7). Unter physiologischen Bedingungen bleibt der Wahrnehmungsraum bei Änderung der Körper- und/oder Streifenfeldneigung in hinreichender Näherung orthogonal.

Das bedeutet, daß die Unterstellungen (6) und (8) angesichts der Größenordnung der dabei allenfalls vernachlässigten Verzerrungsphänomene als gültig angesehen werden dürfen. Wir werden daher im folgenden gemäß Abb. 10 davon ausgehen, daß *allein die zweite* der auf S. 131 genannten Forderungen [Gl. (7)] *nicht* erfüllt sei, daß also die beobachteten Wahrnehmungstäuschungen ausschließlich auf fehlerhafte Ermittlung der Kompensationsgröße zurückzuführen seien, während diese selbst exakt additiv mit der verzerrungsfrei die retinale Reizkonfiguration abbildenden optischen Affferenz verrechnet wird.

Unter der eingeführten Voraussetzung läßt sich nun eine Objektivierung der Kompensationsgröße s ableiten. Für jede beliebige Reizkontur l folgt dann nämlich aus den Gln. (6a) und (8a)

$$s = l_S - l_R = l_S - \lambda_R. \quad (26)$$

Hieraus ergibt sich für den Spezialfall, daß die Kontur l anschaulich senkrecht steht, gemäß (3) schließlich an Stelle von (7) die Beziehung

$$s = -\lambda_R + \varepsilon. \quad (27)$$

Aus (27) folgt nun wiederum eine Möglichkeit der Objektivierung der anschaulichen Schräglage des Streifenfeldes: Es ist

$$b_S = \beta_R - \lambda_R + \varepsilon. \quad (28)$$

Die anschauliche Schräglage einer beliebigen Kontur ist also approximativ gleich der Schräglage der Kontur gegen die Leuchtlinie.

5. Über strukturelle, stationäre und dynamische Systemanalyse

Wie sich aus Gl. (19) sowie aus den empirischen Befunden und den zuvor angestellten allgemeineren Überlegungen ergibt, hängt die Kompensationsgröße s sowohl von der Kopfschräglage α als auch von den

Konturneigungswinkeln der optischen Reizkonfiguration — in unserem Fall also von β — ab¹¹:

$$\hat{s} = F(\alpha, \beta). \quad (29)$$

In dieser Gleichung ist der Buchstabe s mit einem Dach versehen, womit ausgedrückt werden soll, daß sie nur gilt, wenn s unter „stationären“ Bedingungen gemessen wird. Was das bedeutet, ist im folgenden zu erläutern.

Man kann im allgemeinen bei einer systemtheoretischen Untersuchung zwei Klassen von Fragestellungen unterscheiden: *strukturelle* und *quantitative*. Die erstere betrifft die Topologie der Wirkungszusammenhänge zwischen den Wirkgrößen; sie findet ihren Niederschlag in einem Wirkungsplan mit leeren Blöcken. Die letztere betrifft die mathematischen Ausdrücke, die den Blöcken einbeschrieben werden sollen. Hier sind nun abermals zwei Fragestellungen unterscheidbar.

Die erste, fundamentalere, bezieht sich auf den *stationären Zustand* des Systems und wird im allgemeinen in der Form gestellt: Gegeben ist ein System mit den Eingängen z_1, \dots, z_n und den Ausgängen x_1, \dots, x_m . Wenn man nun den Eingängen beliebige feste Werte erteilt und dann hinreichend lange wartet, bis das System zur Ruhe kommt, welche (ebenfalls festen) Werte werden dann die verschiedenen Ausgangsgrößen angenommen haben? Ersichtlichermassen gehört bei diesem Untersuchungstyp zu jedem n -tupel von Eingangs-Werten genau ein m -tupel von Ausgangs-Werten. Die graphische Darstellung dieses Zusammenhanges wird, falls $n = m = 1$ ist, *Kennlinie* genannt (vgl. Abb. 6b).

Die (praktisch mehr oder minder kurze) Wartezeit ist in diesem Fall unerlässlich, weil das System ja vor Einstellung der Eingänge auf den jeweils gewünschten Wert im allgemeinen in einem anderen Gleichgewichtszustand gewesen sein wird und der Übergang aus dem alten in den neuen Gleichgewichtszustand auf Grund von Trägheit und sonstigen verzögernden Einflüssen nicht momentan erfolgen kann. Nun kann es aber sein, daß man sich gerade für den zeitlichen Verlauf solcher Übergänge interessiert: Man sucht also Aufschluß über das *dynamische* Verhalten des Systems. Der entscheidende Unterschied zur stationären Fragestellung liegt darin, daß die z_i und x_j hier nicht als (lediglich *von-einander* abhängige) *Variable*, sondern als *Zeitfunktionen* (Prozesse) aufgefaßt werden. Die Fragestellung lautet hier: Angenommen, an den Eingängen des Systems spielen sich bestimmte, durch Zeitfunktionen $z_1 = f_1(t), \dots, z_n = f_n(t)$ beschreibbare Prozesse ab, welche Prozesse $x_1 = \varphi_1(t), \dots, x_m = \varphi_m(t)$ werden dann (zeitlich parallel dazu) an den

¹¹ An sich gehört auch noch λ zur optischen Reizkonfiguration, doch handelt es sich hier um keinen freien Eingang, sondern um eine ihrerseits von α und β abhängige Variable (vgl. Abb. 8). Die Formulierung (29) ist also jedenfalls vollständig.

Ausgängen ablaufen? Der mathematische Ausdruck, der diesen Zusammenhang beschreibt, ist komplizierter als der für die Beschreibung des Zusammenhanges der stationären Werte; er hat die Form einer inhomogenen Differentialgleichung oder eines Äquivalentes einer solchen, etwa eines Funktionaloperators.

Es konnte sich nun in unserem Fall nicht darum handeln, das dynamische Verhalten des optisch-vestibulären Systems zu analysieren; vielmehr hatten wir uns auf die vorgeordneten Fragen der Systemstruktur und der stationären Kennlinien zu beschränken. Hierbei ergab sich nun aber die Schwierigkeit, daß wir uns aus den auf S. 116 angegebenen Gründen dazu entschlossen hatten, die Untersuchung in bezug auf die Variable β nicht in der für die Analyse von stationären Zusammenhängen üblichen Form anzulegen, nämlich sämtliche Eingänge — also auch die Streifenfeldneigung — als Parametergrößen (s. S. 121) zu bieten. Vielmehr exponierten wir, wie erinnerlich, das Streifenfeld als (lineare) Prozeßvariable von der Form

$$\beta = \alpha + \dot{\beta} \cdot t \quad (30)$$

mit allerdings sehr kleiner Drehgeschwindigkeit¹² $\dot{\beta} = \pm 0,5$ [°/sec].

Das bedeutet aber, daß unsere Wirkgrößen die Werte, auf die wir abzielen, unter unseren Versuchsbedingungen überhaupt nicht einnehmen, d. h., die stationären Werte der Variablen sind für uns *kontrafaktuell* (vgl. S. 121 f.).

Faktuell erhalten wir statt (29) die etwas abweichende Beziehung

$$s = F(\alpha, \beta, \dot{\beta}; t), \quad (31)$$

in der s also als Zeitfunktion auftritt, und aus der wir nachfolgend den stationären Zusammenhang (29), der daraus theoretisch durch die Grenzübergänge $t \rightarrow \infty$ und $\dot{\beta} \rightarrow 0$ folgen würde, erst werden abzuschätzen haben.

Unsere weiteren Überlegungen werden dann darauf gerichtet sein, die erhaltene Abschätzung für (29) nach Möglichkeit weiter zu „separieren“, d. h. in Teilausdrücke zu zerlegen, die jeweils möglichst nur Funktionen einer der beteiligten Variablen sind. Die mathematische Verknüpfung dieser Teilausdrücke soll uns dann die Struktur des gesuchten Wirkungsgefüges und die Kennlinien seiner Übertragungsglieder liefern.

6. Die Superpositionshypothese

Es erweist sich als zweckmäßig, die Separation bereits bei (31) zu beginnen und parallel dazu die Abschätzung für (29) zu entwickeln.

¹² Geschwindigkeiten, also erste zeitliche Differentialquotienten, werden in der Physik üblicherweise durch das mit einem Punkt versehene Symbol der zugehörigen Variablen gekennzeichnet.

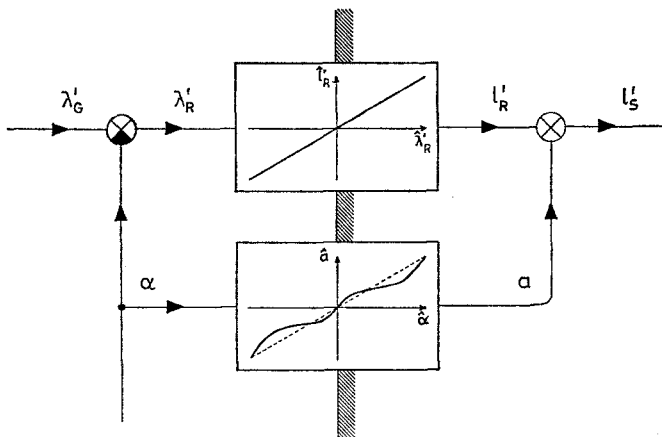


Abb. 11. Kompensation im „rein vestibulären Versuch“. Oberer Block: visuelles System; unterer Block: vestibuläres System. Unter der Voraussetzung linearer Übertragung im visuellen System (obere Kennlinie) gibt die gestrichelte Kennlinie im vestibulären Block die Bedingungen für ideale Vertikalkonstanz an. Der empirische Verlaufstypus der vestibulären Kennlinie ist fett durchgezogen (Überkompensation bei geringerer, Unterkompensation bei stärkerer Kopfschräglage, vgl. S. 102 sowie Abb. 13, S. 140)

Einen ersten Ansatz zur Separation liefert uns die folgende Überlegung. Offenbar müßte s auch berechenbar bleiben, wenn in einer Versuchsanordnung wie der unsrigen das Streifenfeld abgeschaltet bliebe, das Gesichtsfeld also außer der Leuchtlinie überhaupt keine Konturen enthielte und somit auch keine Richtungsinduktion ausüben könnte¹³. Wir wollen diese von uns nicht realisierte Anordnung den „rein vestibulären Versuch“ nennen (vgl. S. 122). Da die Kompensationsgröße hier nur noch von α abhängig ist, ergäbe sich nunmehr die Möglichkeit, die noch ausstehende Definition für die Inferable a (vgl. S. 130) nachzuholen: Wir könnten diese gerade als die Kompensationsgröße im „rein vestibulären Versuch“ interpretieren (Abb. 11), woraus dann analog zu (27) folgt

$$a = -\lambda'_R(\alpha) + \varepsilon, \quad (32)$$

mit λ' als derjenigen Stellung der Leuchtlinie, die der Vp im „rein vestibulären Versuch“ als vertikal imponiert.

Wie ersichtlich, unterscheiden wir also *drei* Versuchsbedingungen:

1. den „rein vestibulären Versuch“,
2. den „optisch-vestibulären Versuch im stationären Fall“ gemäß S. 116,
3. den „optisch-vestibulären Versuch im dynamischen Fall“.

¹³ Abgesehen von der rasch abklingenden Nachwirkung der Ausgangslage der Leuchtlinie.

Die dritte Versuchsanordnung wurde von uns realisiert, nur die in ihr auftretenden Werte sind also faktuell. Kontrafaktuelle Werte gemäß 1. kennzeichnen wir durch einen Strich nach dem Buchstabensymbol, gemäß 2. durch ein Dach über dem Symbol.

Was geschieht nun, wenn wir ein Streifenfeld zuschalten, also vom „rein vestibulären“ zum (stationären oder dynamischen) „optisch-vestibulären“ Versuch übergehen?

Der formal einfachste Zusammenhang wäre hier wohl der, daß sich die nunmehr hinzukommenden optischen Induktionseffekte *additiv* der „rein vestibulären“ Senkrechten überlagern. Bezeichnen wir diese Einflüsse mit q , so wäre also gemäß dieser Annahme

$$\lambda_R = \lambda'_R + q, \quad (33)$$

bzw., wegen (27) und (32),

$$s = a(\alpha; t) - q(\beta, \dot{\beta}, \alpha; t). \quad (34)$$

Diese Gleichung stellt einen ersten, arbeitshypothetischen Ansatz zur Separation von (31) dar. Dabei wäre, abgesehen von der Zeitabhängigkeit, a eine Funktion von α allein, während in q sicher die Streifenfeldneigung β , wahrscheinlich deren Winkelgeschwindigkeit $\dot{\beta}$ und möglicherweise außerdem noch α einginge.

Wir bezeichnen die in (34) formulierte Annahme als unsere „Superpositionshypothese“. Sie ist im momentanen Stand der Entwicklung eine unbewiesene Vermutung; später (s. S. 169ff.) werden wir zu prüfen haben, wie weit sie sich konfirmieren läßt.

Versuchen wir nun, das Restglied q näher zu bestimmen, so stoßen wir auf die Schwierigkeit, daß a nicht bekannt ist; bei der Weise, in der unsere Versuche durchgeführt wurden, wird die Definition (32) ja praktisch unbrauchbar, weil λ' hier kontrafaktuell ist. Wir haben also einen indirekten Definitionsweg zu suchen. Wie nun bereits früher (vgl. S. 116) angedeutet wurde, zerlegen wir zu diesem Zweck die empirischen Meßkurven λ in eine (lineare) *Pegelkomponente* λ^\dagger und eine *Oszillationskomponente* λ^* , mit

$$\lambda = \lambda^\dagger + \lambda^*, \quad (35)$$

und unterstellen, daß λ^\dagger dabei eine hinreichend gute Abschätzung von λ' liefert.

Die Berechnung der Pegelkomponente erfolgt dabei gemäß folgender Operation (vgl. Abb. 12).

Gegeben sei eine zwischen zwei Abszissenschranken β_0 und β_n äquidistant in 1° -Schritten tabellierte Funktion $\lambda(\beta)$. Auf der Abszisse werden nun zwei gleich große Intervalle $\Delta_a \beta$ und $\Delta_b \beta$ von je 180° Länge abgetragen, das erstere beginnend

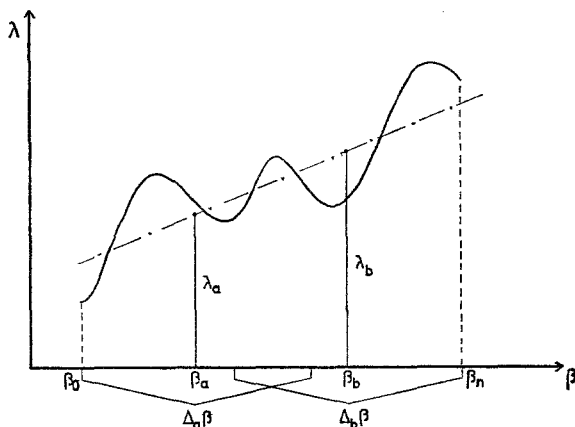


Abb. 12. Skizze zur Berechnung der Pegelkomponente (strichpunktierte Linie).
Erläuterung s. Text

mit β_0 , das letztere endend mit β_n ¹⁴. Über jedem dieser beiden Intervalle wird das arithmetische Mittel aus den jeweils auf das Intervall entfallenden Funktionswerten gebildet:

$$\lambda_a = \frac{1}{180} \sum_{\Delta_a \beta} \lambda(\beta) \quad (36a)$$

$$\lambda_b = \frac{1}{180} \sum_{\Delta_b \beta} \lambda(\beta). \quad (36b)$$

Die Mittelwerte λ_a und λ_b werden sodann als Ordinaten den Mittelpunkten β_a bzw. β_b des zugehörigen $\Delta\beta$ -Intervalls zugeordnet, mit

$$\beta_a = \beta_0 + 90 \quad (37a)$$

$$\beta_b = \beta_n - 90. \quad (37b)$$

Dann sei die *Pegelkomponente* $\lambda^*(\beta)$ definiert durch die Gerade, welche die beiden Punkte (β_a, λ_a) und (β_b, λ_b) verbindet:

$$\lambda^* = \frac{\lambda_b - \lambda_a}{\beta_b - \beta_a} \cdot \beta + \frac{\lambda_a \beta_b - \lambda_b \beta_a}{\beta_b - \beta_a}. \quad (38)$$

Hieraus erhält man unter Verwendung von (35) unmittelbar die *Oszillationskomponente* λ^* .

Zur Veranschaulichung der Pegelkomponente führen wir schließlich noch als weitere Hilfsgrößen die

Pegeldrift (Steigung)

$$\frac{d\lambda^*}{d\beta} = \frac{\lambda_b - \lambda_a}{\beta_b - \beta_a} \quad (39)$$

¹⁴ Die Länge von 180° wurde dabei gewählt, weil in unserem Fall angenommen werden darf, daß die Grund-Periodizität der Oszillation der Leuchtlinie approximativ in diesem Bereich liegt (vgl. dazu genauer S. 163).

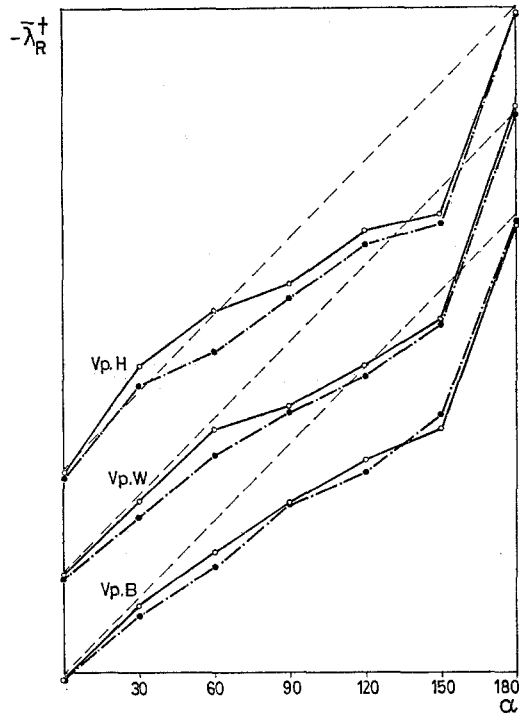


Abb. 13. Negatives Pegelmittel aller drei Vpn bei negativer (durchgezogene Kurven) und positiver Streifenrotation (strichpunktierte Kurven). Die Differenz beider Kurven eines Paares liefert jeweils ein ungefähres Maß für die Größenordnung von q^\dagger . Die (nicht eingezeichnete) Mittelkurve jedes Kurvenpaares stellt die beste für uns realisierbare Abschätzung für \hat{a} dar, wie sich aus Gl. (42b) herleiten läßt. Der Maßstab der Ordinate ist gleich dem der Abszisse, doch wurden der besseren Übersicht halber die Ordinaten-Nullpunkte der drei Kurvenpaare gegeneinander vertikal versetzt. Die Lage des Nullpunktes ergibt sich jeweils aus dem Ansatz der unterbrochenen Diagonale, die im übrigen genau der unterbrochenen Diagonale im vestibulären Block der Abb. 11 entspricht. Man erkennt, daß nur bei Vp H. ein E-Phänomen (Überkompensation) bei $\alpha = 30^\circ$ ausgebildet ist (vgl. S. 102)

sowie das Pegelmittel

$$\bar{\lambda}^\dagger = \frac{\lambda_b + \lambda_a}{2} \quad (40)$$

ein.

Abb. 13 und 14 zeigen den Verlauf dieser beiden Hilfsgrößen in Abhängigkeit von der Körperschräglage.

Wir gehen nun davon aus, daß gemäß (1b), (27) und (34) in λ_G die folgenden Summanden enthalten sind:

$$\lambda_G = \alpha + \varrho - \alpha + q + \varepsilon. \quad (41)$$

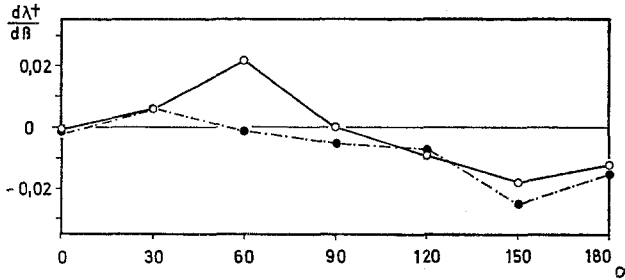


Abb. 14. Pegeldrift. Mittel aus den Werten aller 3 Vpn bei negativer (durchgezogene Kurve) und positiver Streifenrotation (strichpunktierte Kurve). Positive Ordinatenwerte bedeuten jeweils Anstieg des Pegels *entgegen* der Streifendrehrichtung. Die durchgezogene Kurve zeigt also positive, die strichpunktierte negative Driftwerte an. Der Pegel hat offenbar die Tendenz, bei geringerer Körperneigung entgegen, bei stärkerer mit der Streifendrehung zu driften. Insgesamt sind die durchschnittlichen Driftbeträge aber so gering (maximal ca. $0,02 = 1^\circ$ Drift pro 50° Streifendrehung), daß sie nachfolgend immer vernachlässigt werden können

Da die soeben erläuterte Komponententrennung eine lineare Operation ist, zerlegt sie mit der Variablen λ auch deren Summanden in entsprechende Anteile; es ist also

$$\lambda_G^\dagger = \alpha + \varrho - a^\dagger + q^\dagger = \alpha + \varrho - a + (a^* + q^\dagger) \quad (42a)$$

bzw.

$$a = -\lambda_R^\dagger + (a^* + q^\dagger), \quad (42b)$$

sowie

$$\lambda^* = -a^* + q^* + \varepsilon = q - (a^* + q^\dagger) + \varepsilon \quad (43a)$$

bzw.¹⁵

$$q = \lambda^* + (a^* + q^\dagger) + \varepsilon, \quad (43b)$$

wobei die Symbole † und $*$ gemäß den eben entwickelten Berechnungsvorschriften zu verstehen sind und nunmehr also ersichtlichermaßen „inferable Hilfsgrößen“ im Sinne der Darlegung auf S. 121 definieren.

Die Parametergrößen α und ϱ ¹⁶, um welche λ_G und λ_R differieren, gehen vollständig in λ_G ein; wir schreiben die oszillatorische Komponente λ^* daher ohne Index. Die stochastische Variable ε geht auf Grund ihres stationären Erwartungswertes 0 [vgl. (P3), S. 127] ganz in λ^* ein.

¹⁵ Die unspezifizierte Größe ε wird nachfolgend einfachheitshalber stets mit positivem Vorzeichen geschrieben.

¹⁶ In Anbetracht der Geringfügigkeit der bei unseren Messungen (s. Abb. 15, S. 148) festgestellten Schwankungen von ϱ sind wir — selbst wenn auf Grund des Streifenfeldes noch schwache optostatische oder optokinetische Effekte hinzukommen sollten (vgl. Bischof, 1971) — sicher berechtigt, diese zeitliche Variabilität gegenüber ε zu vernachlässigen und ϱ als (abhängige) Parametergröße im Sinne der Definition auf S. 121 aufzufassen.

Aus Gl. (43b) folgt nun also, daß die Oszillationskomponente λ^* als Abschätzung für die gesuchte Inferable q verwendbar ist, wobei der Approximationsfehler allerdings außer einer unsystematischen (ε) auch eine systematische Komponente enthält [Klammer in (43)], die sich zusammensetzt aus 1. einem etwaigen nichtlinearen Anteil von a , 2. einem etwaigen linearen Anteil von q . Der erstgenannte Anteil wird später (s. S. 162) zu diskutieren sein; auf den letzteren gehen wir so gleich ein.

Was haben wir uns unter einem „linearen Anteil von q “ konkret vorzustellen? Wenn wir Abb. 13 betrachten, so fällt auf, daß die Lage des Pegelmittels von der Richtung der Streifenfeldrotation beeinflusst zu werden scheint. Falls sich die jeweilige Differenz zwischen ausgezogener und strichpunktierter Kurve als signifikant erweist, so haben wir es offensichtlich mit einem *optokinetischen* Effekt zu tun. Über die mutmaßliche Form dieses Effektes ließen sich auf Grund unserer Daten noch detailliertere Überlegungen anstellen, die indessen etwas langatmig ausfallen müßten, so daß ihr Ergebnis hier einfachheitshalber als Postulat eingeführt sei:

(P8). Die nichtperiodischen Einflüsse der Optokinetik auf die Bewegung der Leuchtlinie sind durch eine lineare Anpassung hinreichend approximierbar.

Wir dürfen nun freilich nicht von vornherein erwarten, daß *alle* etwaigen linearen Anteile von q optokinetisch bedingt sein müßten. Es wäre vielmehr durchaus möglich, daß q in sich eine *Asymmetrie* aufweist derart, daß sich die subjektive Vertikale anders verhält, wenn sie durch optische (nicht notwendig optokinetische) Einflüsse nach rechts oder aber nach links, bezogen auf ihre rein vestibulär bestimmte Lage, abgelenkt wird. Wenn der Versuch nämlich nicht gerade in anschaulich genau aufrechter oder verkehrter Stellung ausgeführt wird, induziert die optische Richtungsinformation je nach der Ablenkungsseite eine Zunahme oder aber eine Abnahme der anschaulichen Körperschräglage, und es wäre denkbar, daß das Wahrnehmungssystem den einen oder den anderen dieser beiden Effekte sozusagen bereitwilliger zu akzeptieren geneigt ist. Mathematisch ließe sich eine solche Asymmetrie dadurch charakterisieren, daß im Falle einer Fourier-Zerlegung der Oszillation q ein mit der Körperlage variierendes nicht-periodisches erstes Glied auftreten müßte. Durch unsere Komponententrennung hätten wir die Größe q um diesen Betrag verfälscht.

Eine Asymmetrie der eben erörterten Art müßte nun aber auch im stationären Versuch auftreten. Eine wenigstens qualitative Prüfung des Vorversuchs (Abb. 5) ergibt aber jedenfalls keine auffälligen Effekte der genannten Art. Immerhin wäre für eine saubere Untersuchung dieser Frage die Durchführung unserer Versuche auch bei *Linksneigung* des

Körpers wünschenswert gewesen, da sich im Paarvergleich bei Rechts- und Links-Schräglagen an den Meßkurven spiegelsymmetrische Verzerrungen ergeben müßten, falls die erwogene Asymmetrie tatsächlich besteht. Unsere Versuche wurden jedoch nur bei Körperrechtsneigung durchgeführt, so daß wir der endgültigen Entscheidung dieser Frage wiederum in Form eines Postulats vorgreifen müssen.

(P9). Die Inferable q verhält sich in hinreichender Approximation symmetrisch in dem Sinn, daß im Falle ihrer Fourier-Zerlegung die erste, aperiodische Komponente vernachlässigbar wäre.

Das bedeutet aber, daß wir q^\dagger im wesentlichen als *optokinetisch* bedingt betrachten.

7. Die Verschiebungshypothese

Wir haben nun weiterhin zu bedenken, daß eine Abschätzung von q speziell für den *stationären* Fall — also für die Werte \hat{q} (vgl. S. 135) — gewonnen werden soll. Der Separationsansatz (34) geht dann in die Form

$$\hat{s} = \hat{a}(\alpha) - \hat{q}(\alpha, \beta) \quad (44)$$

über.

Dabei ist \hat{q} also eine Funktion von α und β , während in q gemäß Gl. (34) außerdem $\dot{\beta}$ und t eingehen. Wegen (30) können wir t dabei allerdings formal eliminieren und einfach schreiben

$$q = q(\alpha, \dot{\beta}, \beta), \quad (45)$$

d.h., die zeitliche Folge der q -Werte kann auch über β als Abszisse aufgetragen werden, wie es analog in Abb. 3 für den Verlauf von λ geschehen ist.

Bezüglich der Merkmale, in denen sich die Verläufe von q und \hat{q} , jeweils über β aufgetragen, möglicherweise unterscheiden könnten, haben wir zu rechnen mit

1. Unterschieden in den *nichtperiodischen* Anteilen von q und \hat{q} ,
2. Unterschieden in den *periodischen* Anteilen, und zwar
 - a) im Amplitudenspektrum,
 - b) im Phasenspektrum,

wobei die unter 2. genannten Kenngrößen noch ihrerseits zeitabhängig sein und daher mit β variieren könnten.

Erläuterung. Dynamische Veränderungen von q gegenüber \hat{q} in den periodischen Anteilen können bedingt sein durch *Verzögerung* (infolge von Dämpfung, Trägheit usw.) einerseits und durch *Totzeit* (Laufzeit) andererseits (vgl. dazu Bischof, 1966c, S. 439, Abb. 7). Der Hauptunterschied zwischen beiden Effekten liegt darin, daß Totzeit nur eine Phasenänderung, also eine kongruente abszissenparallele Verschiebung der Kurve, bewirken würde, während bei Verzögerung eine kombinierte Veränderung in Phasen und Amplituden, also eine Verschiebung *und* Verzerrung, zu erwarten wäre. Letzteres wäre allerdings auch als Effekt bloßer Totzeit zu erwarten, sofern diese ihrerseits zeitlichen Veränderungen unterworfen wäre.

Was nun zunächst die ad 1. genannten nichtperiodischen Anteile betrifft, so folgt aus den in Zusammenhang mit (P8) angestellten Überlegungen, daß sie im wesentlichen mit q^\dagger identisch sind, d.h.

$$q(\alpha, \dot{\beta}, \beta) = \hat{q}(\alpha, \beta) + q^\dagger(\alpha, \dot{\beta}, \beta) + \Delta q(\alpha, \dot{\beta}, \beta), \quad (46)$$

wobei Δq die Differenz zwischen q^* , also dem periodischen Anteil von q , und der stationären Oszillation \hat{q} darstellt:

$$\Delta q = q^* - \hat{q}. \quad (47)$$

Bezüglich Δq formulieren wir nun die folgende Arbeitshypothese, auf die wir uns nachfolgend unter der Kurzbezeichnung „Verschiebungshypothese“ beziehen werden:

Die Veränderung von q gegenüber \hat{q} in den periodischen Anteilen kann, soweit sie systematisch ist, innerhalb der zeitlichen Erstreckung unserer Versuche in hinreichender Approximation als bloßer Totzeit-Effekt (mit vernachlässigbarer zeitlicher Variabilität der Totzeit) beschrieben werden.

Das bedeutet: Es gibt für jede Kopfschräglage und jede Streifendrehrichtung einen Betrag w , um den man die Kurve q^* gegenüber \hat{q} abszissenparallel verschieben kann derart, daß $|\Delta q|$ ein Minimum erreicht, wobei dann

$$|\Delta q| \ll |\varepsilon|. \quad (48)$$

Nimmt man diese Verschiebung an (46) vor, so ergibt sich

$$q(\alpha, \dot{\beta}, \beta - w) = \hat{q}(\alpha, \beta) + q^\dagger(\alpha, \dot{\beta}, \beta - w) + \Delta q \quad (49)$$

und hieraus unter Verwendung von (43b) und (48)

$$\hat{q}(\alpha, \beta) = \lambda^*(\alpha, \beta - w) + a^* + \varepsilon. \quad (50)$$

Sofern es uns also gelingt, w zu bestimmen und außerdem den nicht-linearen Anteil a^* der vestibulären Kompensationsgröße zu eliminieren, liefert uns der Ausdruck (50) bei Richtigkeit der Verschiebungshypothese in der Tat die gesuchte Abschätzung für \hat{q} . Wir werden diese Entwicklungslinie jedoch erst etwas später weiterverfolgen, da sich aus Gl. (50) auch in ihrer jetzigen Form bereits eine interessante Kenngröße, nämlich die sog. „optisch-vestibuläre Verhältniszahl“, ableiten läßt.

8. Die Multiplikations-Hypothese

Wie bereits auf S. 104 erwähnt, laufen unsere Versuche darauf hinaus, einen Konflikt zwischen optischen und vestibulären Richtungsindikatoren zu erzeugen. In einem solchen Konflikt gibt es verschiedene sinnvolle Reaktionsmöglichkeiten (vgl. dazu Bischof, 1966b, S. 384ff.); im vor-

liegenden Fall kommt es — in der Nomenklatur der soeben zitierten Arbeit — offensichtlich zu einer *Kompromißbildung* vom Typ der *gewichteten Mittelung*.

Das bedeutet: wenn das optische und das vestibuläre System bezüglich der Vertikalrichtung inkongruente Meldungen liefern, so richtet sich die nachgeordnete, für die Integration beider verantwortliche Instanz nicht nach einer von beiden Informationsquellen allein (was zu abszissenparallelen oder aber diagonalen bzw. sägezahnartigen Verläufen in Abb. 4 führen müßte), sondern bildet einen „Zwischengegenstand“ (Brunswik, 1934), der sich, je nach Umständen, bald mehr dem optischen, bald mehr dem vestibulären „Vorschlag“ annähert.

Wenn wir diesen Sachverhalt eine „gewichtete Mittelung“ nennen, so darf damit natürlich keine Vorannahme bezüglich der mathematischen Struktur dieser Operation (z.B. arithmetisches oder geometrisches Mittel, Vektoraddition o. a.) verbunden sein. Wir dürfen lediglich voraussetzen, daß sich jedenfalls eine geeignete Zahl ψ , die „*optisch-vestibuläre Verhältniszahl*“ (vgl. v. Holst, 1950; Bischof, 1971), wird definieren lassen, welche angibt, wie stark die eine der beiden Informationsquellen — es sei vereinbart, die optische — über die andere, also die vestibuläre, dominiert.

Die Berechnungsvorschrift für ψ ist an sich beliebig; wir werden aber natürlich versuchen, sie so zu formulieren, daß ihr eine — nachfolgend als p bezeichnete — (inferable) *Wirkgröße* im Sinne der Überlegungen auf S. 118ff., also eine im Blockschaltbild als Linie repräsentierbare Variable, zugeordnet werden kann. Dies hängt freilich von der mathematischen Struktur der „Zwischengegenstands“-Bildung ab, welche uns im vorliegenden Fall zunächst noch unbekannt ist.

Wir müssen es also mit einem arbeitshypothetischen Ansatz versuchen, den wir aus der folgenden Überlegung gewinnen. Je stärker sich der Vestibularapparat mit seinem „Vorschlag“ a geltend macht, um so geringer werden offenbar die durch das Streifenfeld erzwungenen Ausschläge der Oszillation q sein und umgekehrt. Es liegt daher nahe, aus q eine *multiplikative* Komponente als Maß für das relative Überwiegen der optischen über die vestibulären Einflüsse zu extrahieren. Die Vermutung, daß diese Komponente (p) eine *Wirkgröße* sei, bezeichnen wir als unsere „Multiplikations-Hypothese“.

Wir setzen also

$$q = p(\alpha; t) \cdot h(\beta, \dot{\beta}, \alpha; t) \quad (51a)$$

bzw. im stationären Fall

$$\hat{q} = \hat{p}(\alpha) \cdot \hat{h}(\beta, \alpha) \quad (51b)$$

mit p als nichtnegativ und β -unabhängig, und stellen für das neue Restglied h die Bedingung, daß seine „mittlere Schwingungsbreite“

$\mathfrak{A}\{\hat{h}\}$ unter unseren Versuchsbedingungen konstant, d.h. eine Systemgröße sei.

Die „mittlere Schwingungsbreite“ sei dabei folgendermaßen definiert. Gegeben eine in äquidistanten, hinreichend dichten Abszissenintervallen β_0, \dots, β_n tabellierte Funktion $y(\beta)$ mit der folgenden Eigenschaft: es existiert eine Zahl k so, daß

$$y(\beta_i) \approx y(\beta_{i+k}) \quad (52)$$

und

$$\sum_{j=1}^k y(\beta_{i+j}) \approx 0 \quad (53)$$

für beliebige i . Die Funktion y sei also erstens wenigstens approximativ periodisch mit der Periodenlänge k und sie sei zweitens, ebenfalls annähernd, symmetrisch im Sinne von (P9) (S. 143).

Dann sei zunächst

$$\mathfrak{A}_i\{y\} = \frac{1}{k} \sum_{j=1}^k |y(\beta_{i+j})| \quad (54)$$

definiert als die „mittlere Schwingungsbreite der Funktion y im Intervall β_i bis β_{i+k} “.

Bei strenger Gültigkeit von (52) müßte dieser Ausdruck unabhängig vom Intervallbeginn i sein; da wir aber eine nur approximative Periodizität vorausgesetzt haben, kann $\mathfrak{A}_i\{y\}$ beschränkt mit i variieren. Um diesen Effekt weitgehend zu eliminieren, bilden wir $\mathfrak{A}_i\{y\}$ sukzessiv für alle Intervallbeginne von β_0 bis β_{n-k} und mitteln über diese:

$$\mathfrak{A}\{y\} = \frac{1}{n-k+1} \sum_{i=0}^{n-k} \mathfrak{A}_i\{y\}. \quad (55)$$

Dieser Ausdruck sei als „mittlere Schwingungsbreite von y “ definiert.

Für $\hat{q}(\beta)$ sind nun die Bedingungen (52) und (53) offensichtlich¹⁷ erfüllt. Bei Anwendung der Operation \mathfrak{A} auf (51b) ergibt sich

$$\mathfrak{A}\{\hat{q}\} = \hat{p} \cdot \mathfrak{A}\{\hat{h}\}. \quad (56)$$

Der Ausdruck $\mathfrak{A}\{\hat{h}\}$ ist dabei gemäß der im Anschluß an (51) erhobenen Forderung eine Konstante, die wir durch geeignete Eichung zu 1 bestimmen wollen. Es folgt also schließlich

$$\hat{p} = \mathfrak{A}\{\hat{q}\} \quad (57)$$

und

$$\hat{h} = \frac{\hat{q}}{\mathfrak{A}\{\hat{q}\}} \quad (58)$$

Was bedeutet die im Inferablenbereich angesetzte Separation (51) nun für die entsprechenden Observablen? Hierzu gehen wir von Gl. (50) aus und bedenken, daß die Operation \mathfrak{A} , angewandt auf eine periodische Zeitfunktion, offenbar ihren Wert kaum ändert, wenn dieser Funktion

¹⁷ Vgl. auch die Entwicklung von Gl. (85), S. 162ff.

eine schwächere, spektral von ihr hinreichend verschiedene Schwankung überlagert wird. Denn diese wird den Absolutbetrag der Hauptfunktion bald etwas anheben, bald etwas senken, ohne doch deren Mittelwert nennenswert zu verschieben. Diese intuitiv einleuchtende Behauptung läßt sich mathematisch exakt begründen, doch ist die Beweisführung etwas umständlich, so daß wir hier darauf verzichten wollen.

Wenn wir nun von der plausiblen Hypothese ausgehen, daß a^* und ε klein gegenüber \hat{q} seien, und wenn wir ferner berücksichtigen, daß sowohl a^* (vgl. S. 162) als auch das relativ hochfrequente ε ein wesentlich anderes Spektrum aufweisen dürften als \hat{q} , so können wir also annehmen, daß in hinreichender Approximation gilt

$$\hat{p} = \mathfrak{A}\{\hat{q}\} = \mathfrak{A}\{\lambda^* + a^* + \varepsilon\} = \mathfrak{A}\{\lambda^*\}, \quad (59)$$

wobei der noch unbestimmte Verschiebungsbetrag w [vgl. (50)] in Betracht der Berechnungsvorschrift für \mathfrak{A} offenbar keinerlei Rolle spielt. Gl. (59) besagt, daß die mittlere Schwingungsbreite

$$\psi = \mathfrak{A}\{\lambda^*\} \quad (60)$$

als Abschätzung für p im stationären Fall gelten darf. Die Multiplikationshypothese aber fordert nun, daß p zugleich als Wirkgröße interpretierbar sei.

Um die Berechtigung dieser Forderung zu klären, müssen wir vom Verhalten der observablen Hilfsgröße ψ ausgehen. Wovon hängt diese Größe ab? Einmal sicher von *optisch-konfigurativen* Faktoren: Wir hätten sicher andere Schwingungsbreiten erhalten, wenn wir z.B. die Fläche des Streifenfeldes oder die Anzahl der Streifen verändert hätten.

Abgesehen von solchen Systemgrößen wird ψ nun aber, wie Abb. 4 erkennen läßt, auch noch von α beeinflußt (vgl. S. 117f.). Das bedeutet: die vestibuläre Richtungsanzeige wird *abhängig von ihrem Inhalt* verschieden „ernst genommen“ — am meisten bei aufrechter Kopflage, am wenigsten etwa in Horizontallage, in Kopf-Unten-Lage wieder deutlich mehr. Die ausgefüllten Punkte und ausgezogenen Linien in Abb. 15 zeigen den Verlauf von $\psi(\alpha)$ für unsere 3 Vpn.

Die Kurven verlaufen im dargestellten Abszissenbereich grob sinusförmig. Nun wissen wir aber aus anatomischen und physiologischen Befunden (Übersicht bei Bischof, 1966c, S. 463ff.), daß eine (verzerrte) Sinusfunktion der Kopfschräglage tatsächlich zu den Ausgängen des Statolithenapparates — und zwar genauer der Utriculi — gehört. Für einen etwaigen Schluß von ψ auf eine innerorganismische Wirkgröße p ist dies natürlich ein interessanter Tatbestand.

Freilich bedürfen wir für eine solche Existenzhypothese noch stärkerer Argumente. Ein solches wäre etwa gegeben, wenn sich noch ein zweiter, von λ unabhängiger Ausgang des untersuchten Systems aufweisen ließe,

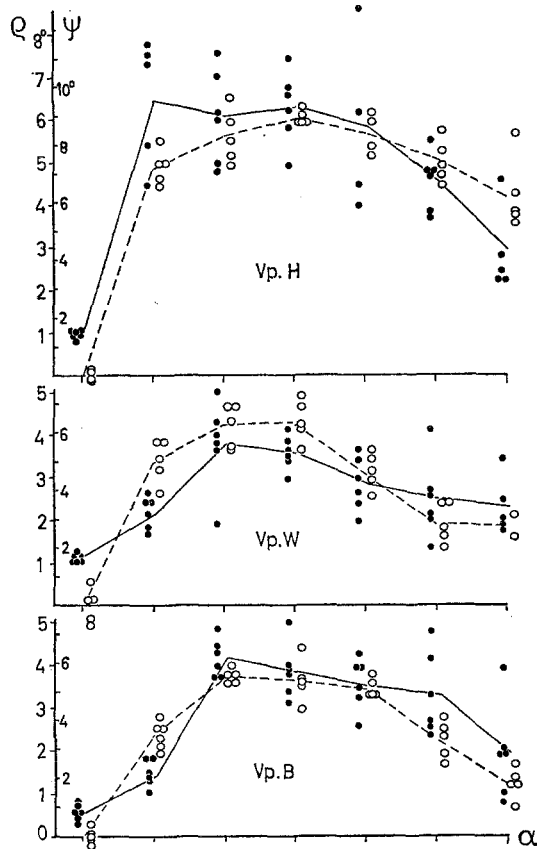


Abb. 15. Beziehung zwischen mittlerer Schwingungsbreite und Augenrollung: Rohwerte für jede Vp getrennt. ψ ausgefüllte Punkte und ausgezogene Linien, Q unausgefüllte Punkte und unterbrochene Linien. Die Linien verbinden die Mittelwerte der Punkte. Abszisse wie in Abb. 16. Verhältnis der Ordinatenmaßstäbe bei allen drei Vpn übereinstimmend $\psi:Q = 1,48$

der seinerseits auf einfache Weise mit ψ zusammenhängt. Ein solcher Ausgang existiert nun aber in der Tat — und zwar in Gestalt der bisher vernachlässigten *Augenrollung* Q . Auch diese nämlich hat bei Auftragung gegen α eine verzerrt sinusförmige Charakteristik (vgl. Bischof, 1966 c, S. 471f.). Es erschien also lohnenswert, die Augenrollungen unserer drei Vpn zu messen (vgl. zur Methodik S. 111). Die unausgefüllten Punkte und gestrichelten Linien in Abb. 15 zeigen das Ergebnis.

Dabei ist zu beachten, daß das Verhältnis der Ordinatenmaßstäbe für Q und ψ natürlich von uns festgelegt wurde (nämlich 1° Augen-

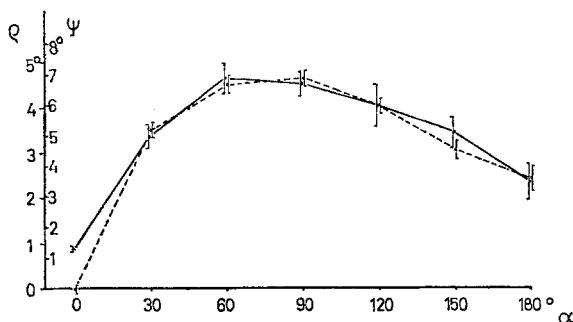


Abb. 16. Beziehung zwischen mittlerer Schwingungsbreite und Augenrollung: Durchschnitt aller drei Vpn. Ordinate wie Abb. 15. ψ ausgezogene Linien, ϱ unterbrochene Linien. Die Streubreitemarken an den Kurven geben die *Varianz der Mittelwerte* wieder, wobei zu beachten ist, daß in diese Berechnung die Abstände der Einzelwerte zu den individuellen Mittelwertskurven aus Abb. 15 (und nicht zu der gemeinsamen Mittelwertskurve aus Abb. 16) eingingen. Damit wird die Varianz minimiert; gleichwohl weichen die beiden Kurven in Abb. 16 offensichtlich, abgesehen von $\alpha = 0^\circ$, an keiner Stelle auf irgendeinem vertretbaren Signifikanzniveau voneinander ab

rollung $\cong 1,48^\circ$ Schwingungsbreite), und zwar so, daß die bestmögliche Übereinstimmung der beiden Kurvenzüge resultierte. Diese Übereinstimmung ist nun aber, wie insbesondere die zusammenfassende Abb. 16 zeigt, in der Tat bemerkenswert. Die statistische Kontrolle ergab denn auch, abgesehen von der später (s. S. 167 ff.) zu interpretierenden Ausnahme bei $\alpha = 0^\circ$, keine signifikanten Abweichungen.

Gesonderte Beachtung verdient, daß das eben genannte Maßstabverhältnis für alle 3 Vpn *unverändert* angesetzt werden konnte; die Vp mit der größten Augenrollung (Vp H.) richtet sich also, verglichen mit ihren beiden Kolleginnen, auch am stärksten nach optischen Indikatoren. Aus dem Korrelationsdiagramm Abb. 17 wird ersichtlich, nach welchem Prinzip dieses Maßstabverhältnis berechnet wurde: Es wurden (durch den Ursprung verlaufende) Regressionsgeraden bestimmt, derart, daß die Summe der quadrierten *Lote* von den Meßpunkten auf die zugehörige Gerade ein Minimum wurde. Die Werte für $\alpha = 0$ wurden nicht in diese Berechnung einbezogen.

Die drei unterbrochenen Geraden gelten für die Werte der einzelnen Vpn, die dünne durchgezogene Gerade gilt für alle 3 Vpn zusammengekommen. Der Anstieg der Geraden ergibt jeweils das gesuchte Maßstabverhältnis, wobei zu beachten ist, daß in Abb. 17 das Verhältnis von Abszissen- und Ordinatenmaßstab bereits so gewählt wurde, daß die durchgezogene Regressionsgerade genau diagonal verläuft.

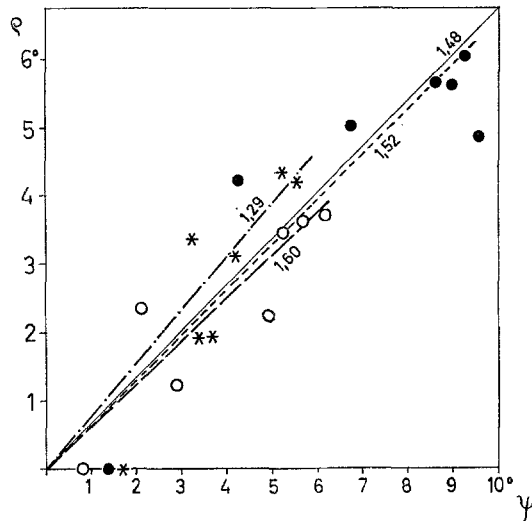


Abb. 17. Beziehung zwischen mittlerer Schwingungsbreite und Augenrollung: Korrelationsdiagramm zur Gewinnung des Maßstabfaktors für die Ordinate von Abb. 15 und 16. Schwarze Punkte und kurz gestrichelte Gerade: Vp H.; weiße Punkte und lang gestrichelte Gerade: Vp B.; Sterne und strichpunktierte Gerade: Vp W. Durchgezogene Diagonale: gemeinsame Regressionsgerade für alle drei Vpn. Die Zahlen an den Regressionsgeraden geben deren Anstieg (Abszisse: Ordinate) an

Wie ersichtlich, unterscheiden sich die Anstiege der drei individuellen Regressionsgeraden etwas voneinander (Vp H.: 1,52; Vp B.: 1,60; Vp W.: 1,29° Schwingungsbreite pro 1° Augenrollung), stimmen aber immer noch so weitgehend überein, daß die Verwendung eines kollektiven Maßstabfaktors (1,48) in Abb. 15 und 16 unbedenklich erscheint.

Natürlich ist eine Stichprobe von 3 Vpn zu gering, um in dieser Beziehung irgendwelche Generalisationen zu erlauben; falls sich die Beobachtung aber an einer größeren Anzahl von Vpn bestätigen lassen sollte, so würde das — über die Erhärtung der *Proportionalität* von ρ und ψ hinaus — bedeuten, daß der Proportionalitätsfaktor eine interindividuelle Konstante wäre, woraus man dann wiederum schließen dürfte, daß die Hauptquelle der interindividuellen Varianz der optisch-vestibulären Verhältniszahl bereits in der ersten gemeinsamen Strecke von ρ und s , also verhältnismäßig peripher, zu lokalisieren wäre.

Berücksichtigt man die Befunde von Witkin (1949) über die vergleichsweise größere Abhängigkeit von optischen Richtungsindikatoren bei Frauen, so ließe sich die Richtigkeit dieser Annahme durch die Untersuchung prüfen, ob Frauen im Mittel auch etwas größere Augenrollungen haben als Männer. Da man ferner aus Schöne (1962) weiß, daß unter der Einwirkung von Zentrifugalkräften das Ausmaß

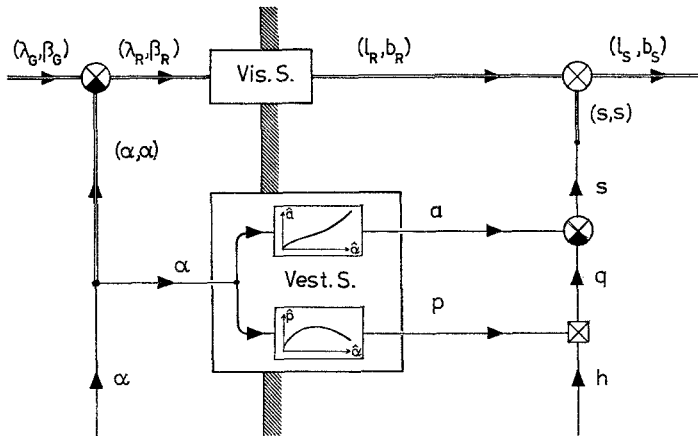


Abb. 18. Fortsetzung der Modellkonstruktion: Erweiterung des bisherigen Ansatzes um die Annahme (51). *Vis. S.* visuelles System. *Vest. S.* vestibuläres System. Die Kennlinie im oberen Block von *Vest. S.* entspricht dem Kurventyp Abb. 13, die im unteren Block dem Typ Abb. 16

der Augenrollung ansteigt, wäre zu erwarten, daß sich unter der Bedingung erhöhter g -Zahl, wie etwa in stark beschleunigten Flugkörpern, die Abhängigkeit der Richtungswahrnehmung von *optischen* Indikatoren *erhöhen* müßte.

Abgesehen von der Frage nach dem Proportionalitätsfaktor dürfen wir feststellen, daß unsere Befunde jedenfalls eine *Proportionalität* zwischen Augenrollung und optisch-vestibulärer Verhältniszahl erheblich nahelegen. Damit aber haben wir die hypothetische Variable p gewissermaßen von zwei Seiten „angepeilt“ (vgl. auch das Prinzip der „konvergenten Operationen“ von Garner et al., 1956), wodurch unsere diesbezügliche Existenzhypothese beträchtlich gestützt wird. Ihre endgültige Prüfung wird allerdings erst später (S. 169 ff.) erfolgen¹⁸.

Wir führen in unser Modell nun also versuchsweise neben a eine weitere von α abhängige Variable — nämlich eben p — ein (vgl. Abb. 18), über deren Zusammenhang mit a , außer der gemeinsamen Abhängigkeit von α , nichts ausgesagt werden soll. Wir betrachten also, solange die Funktion des Statolithenapparates bei der Raumwahrnehmung nicht näher analysiert ist, beide Variablen als voneinander unabhängige vestibuläre Ausgänge.

¹⁸ Da außerdem als gesichert gelten darf, daß unter allen nichtoptischen Lage-rezeptoren, deren Reizung unter unseren Versuchsbedingungen mit α kovariieren könnte, allein der Vestibularapparat nennenswerten Einfluß auf die Augenrollung ausübt, erscheint wegen der soeben diskutierten Proportionalität zumindest für die Variable p die spezifisch vestibuläre Herkunft erwiesen und die Vernachlässigung sonstiger somästhetischer Richtungsindikatoren im Sinne der Ausführungen auf S. 104 gerechtfertigt.

Tatsächlich sind sie höchstwahrscheinlich *nicht* voneinander unabhängig; vielmehr dürfte p , welches sich ja, wie auf S. 147 dargelegt, vielleicht schon direkt in terminis von Rezeptor-Erregungen interpretieren läßt, auf irgendeine Weise auch in die sicher wesentlich komplexere Variable α eingehen. Dies hat für unsere weiteren Überlegungen jedoch keinerlei Konsequenzen.

9. Über Vorwärts- und Rückwärtskompensation

Bevor wir uns der Analyse des neuen Restgliedes h aus Gl. (51) zuwenden, haben wir noch einige allgemeinere Überlegungen zur Funktion optischer Richtungsindikatoren bei der Vertikalkonstanz vorauszuschicken (vgl. dazu auch Bischof, 1966b, S. 375ff., sowie Bischof, 1971).

Wie auf S. 130f. bereits entwickelt wurde, setzt das „Kompensationsprinzip“ voraus, daß auf geeignete Weise ein Repräsentant der „Störung“ — in unserem Fall also der Kopfschräglage α — ermittelt werden kann, eine sog. Kompensationsgröße (s). Der einfachste Weg für diese Ermittlung führt ohne Zweifel über ein selektiv auf α ansprechendes Sinnesorgan; die vestibulär gesteuerte Richtungskompensation bedient sich, wie wir sahen, in der Tat eben dieser Methode (vgl. Abb. 11, S. 137).

Das Verfahren der *optischen* Bestimmung der Kompensationsgröße ist davon wesentlich verschieden (Abb. 19 und 20). Gehen wir, möglichst allgemein, von einem *beliebig gemusterten* distalen optischen Feld aus, das durch einen n -dimensionalen Vektor

$$\lambda_G = (\lambda_{G1}, \dots, \lambda_{Gi}, \dots, \lambda_{Gn}) \quad (61)$$

repräsentierbar ist, als dessen Komponenten die frontparallelen Neigungswinkel der verschiedenen Reizkonturen gegen die Schwerkraft fungieren. Aus diesem Vektor gehe nun in bekannter Weise durch Subtraktion eines aus n identischen Komponenten α bestehenden Vektors α ein proximaler Reizvektor

$$\lambda_R = \lambda_G - \alpha = ((\lambda_{G1} - \alpha), \dots, (\lambda_{Gi} - \alpha), \dots, (\lambda_{Gn} - \alpha)) \quad (62)$$

hervor, dem wiederum in der optischen Afferenz gemäß Gl. (6) ein mit ihm komponentengleicher Vektor I_R entspreche.

Die Verarbeitung dieser optischen Afferenz nützt nun, wie auf S. 103f. bereits kurz ausgeführt, offenbar den Umstand aus, daß unter den distalen Neigungswinkeln λ_{Gi} die Tendenz besteht, bevorzugt gewisse ausgezeichnete Werte (nämlich 0, $\frac{\pi}{2}$, π , und $\frac{3\pi}{2}$) einzunehmen. Würde man die Häufigkeitsverteilung der Neigungswinkel aller im Gesichtsfeld befindlichen Konturen in Polarkoordinaten darstellen (Abb. 19, untere Hälfte), so ergäbe sich bei natürlicher Umgebung nicht die Gleichverteilung von Abb. 19a, sondern vielmehr die viergipfelige Charakteristik

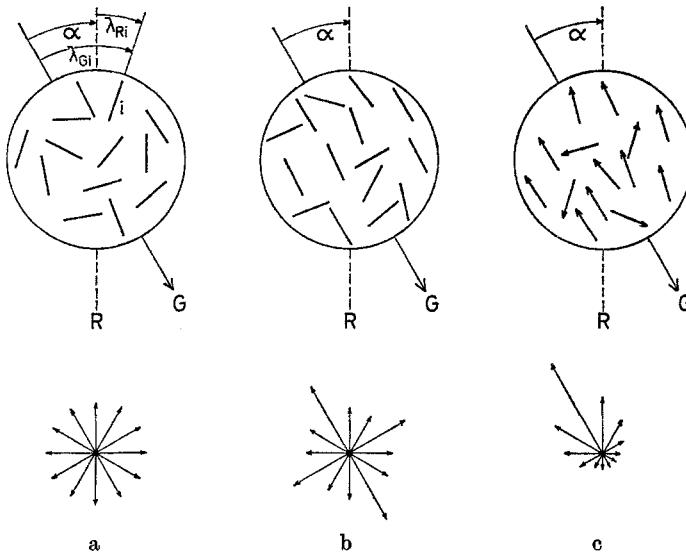


Abb. 19a—c. Schemazeichnung zur Erläuterung der optischen Selbstkompensation. *Obere Bilder:* Reizsituation auf der Retina (Kreisscheibe) bei Betrachtung eines Feldes von Konturelementen mit seitlich geneigtem Kopf. — *Untere Bilder:* Zugehörige Richtcharakteristik (Häufigkeitsverteilung der Neigungswinkel der retinalen Konturreize). — *R* Retina-Mediane. *G* Schwerkrafttrichtung. Die einzelnen Konturelemente sind durchnummeriert zu denken ($1, \dots, i, \dots, n$), wie in Abb. 19a am Beispiel des Konturelements i angedeutet. a Gesichtsfeld mit unorientierten Konturen bei Zufallsverteilung der Neigungswinkel. Die Richtcharakteristik zeigt keine Richtungspräferenz. b Gesichtsfeld mit unorientierten Konturen bei natürlicher Verteilung der Neigungswinkel. Hier sind Konturen, die (erdbezogen) annähernd vertikal verlaufen, in der Überzahl; am zweithäufigsten sind (erdbezogen) horizontale Konturen. Die Richtcharakteristik ist demgemäß viergipfelig. c Gesichtsfeld mit orientierten Konturen bei natürlicher Verteilung der Neigungswinkel. Die Richtcharakteristik ist eingipfelig.

von Abb. 19b; die retinale Lage dieser Gipfel aber läßt, wie die Abbildung unmittelbar anschaulich macht, tatsächlich Rückschlüsse über die wahrscheinliche Kopfschräglage im Schwerfeld zu.

Allerdings ist diese Information offenbar nicht eindeutig: jeder der vier Gipfel könnte gleichermaßen die Schwerkrafttrichtung anzeigen. Um dieser Komplikation zunächst aus dem Wege zu gehen, wollen wir annehmen, daß wir es mit Konturen zu tun haben, die auf Grund figuraler Attribute eine erkennbare *Gerichtetheit* aufweisen, welche ihrerseits in natürlichen Situationen regelmäßig mit der Schwerkrafttrichtung korrespondiert (z. B. Baumstämme, die sich nach oben verzüngen o. ä.). Es gebe also statt vier wahrscheinlich bevorzugter distaler Konturrichtungen

nur noch eine einzige, nämlich die aufrechte ($\lambda_{Gi}=0$). Die Verteilungscharakteristik (Abb. 19c) hat in diesem Fall annähernd die Form einer Ellipse, deren Hauptachse ersichtlichermaßen eindeutig die wahrscheinliche Schwerkraftrichtung zu bestimmen gestattet.

Es sei nun F ein Operator, der, auf einen Vektor angewandt, den Mittelwert x aus dessen Komponenten erzeugt. Wendet man diesen Operator auf \mathbf{l}_R an (Block F_I in Abb. 20), so wird für das Resultat (x_I) mit hoher Wahrscheinlichkeit gelten

$$x_I \approx -\alpha. \quad (63)$$

Das bedeutet, daß es auf Grund der natürlichen Redundanz der distalen Reizparameter in der Tat möglich ist, einen „Repräsentanten“ der Störung α zu ermitteln, *ohne diese selbst zu messen* (Abb. 20 enthält keine Abzweigung unmittelbar von α !). — Der hypothetische Mechanismus F_I ist in der Lage, gleichsam den in \mathbf{l}_R steckenden Anteil α „herauszufiltern“, weshalb wir ihn nachfolgend auch einfach kurz als „Filter“ bezeichnen wollen.

Setzt man nun noch

$$s = -x_I, \quad (64)$$

so muß tatsächlich mit hoher Wahrscheinlichkeit

$$s \approx \alpha \quad (65)$$

resultieren, womit genau die Bedingung für die Verwendbarkeit von s als Kompensationsgröße erfüllt ist.

Die soeben entwickelte Kompensationsschaltung ist dadurch charakterisiert, daß bei ihr die Kompensationsgröße erst *nach* der Abzweigung zum Filtermechanismus F eingespeist wird. Wir wollen sie demgemäß als „*Vorwärtskompensation*“ bezeichnen. Grundsätzlich wäre nun aber auch eine „*Rückwärtskompensation*“ denkbar, bei der also die Reihenfolge der beiden genannten Operationen vertauscht ist.

Wir hätten hierbei (vgl. Abb. 20, rechter Teil) die Operation F , die nunmehr zur Unterscheidung mit II indiziert sei, auf das *Ergebnis* der Kompensation anzuwenden, also auf den Vektor

$$\mathbf{l}_S = \mathbf{l}_G - \alpha + s. \quad (66)$$

Der (ebenfalls mit II indizierte) Komponenten-Mittelwert ist nunmehr durch den Ausdruck

$$x_{II} \approx -\alpha + s \quad (67)$$

charakterisiert. Diese Größe möge nun auf s zurückwirken, und zwar dergestalt, daß s solange seinen Betrag *ändert* (also anwächst oder kleiner wird), wie x_{II} kleiner oder größer als 0 ist (Prinzip der Integralregelung,

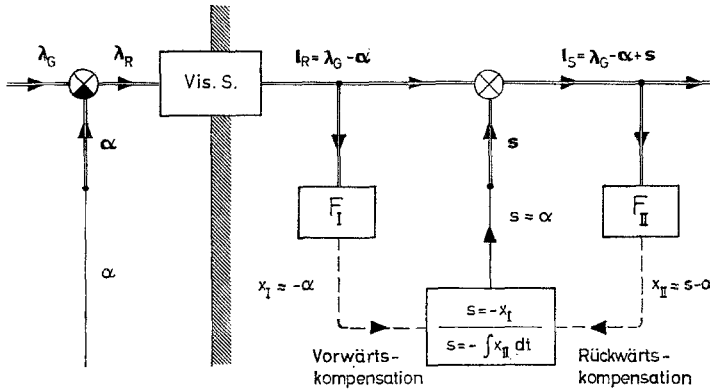


Abb. 20. Vorwärts- und Rückwärtsschaltung bei optischer Selbstkompensation. Bei Vorwärtskompensation ist die Verbindung über F_{II} , bei Rückwärtskompensation die über F_I wegzudenken. Im ersteren Fall gilt für den untersten Block die Gleichung über dem Strich, im letzteren die darunter

vgl. dazu Oppelt, 1960). Es leuchtet ein, daß dieser Prozeß erst dann mit einem festen Wert von s zur Ruhe kommen kann, wenn

$$x_{II} = 0 \quad (68)$$

geworden ist, und hieraus folgt nach (67) wenigstens für den Gleichgewichtszustand wiederum

$$\hat{s} \approx \alpha. \quad (69)$$

Selbstverständlich enthalten die beiden Schaltprinzipien der Vorwärts- und Rückwärtskompensation in Abb. 20 gewisse Spezifikationen, die wir empirisch noch nicht geprüft haben. Es kam hier aber zunächst nur auf die generelle Entwicklung der beiden logischen Möglichkeiten an. Die Frage ihrer Realisierung in unserem konkreten Fall wird nachfolgend zu untersuchen sein.

10. Analyse des Restgliedes h

Wenden wir uns nun dem auf S. 153 zunächst ausgeklammerten Problem der Viergipfeligkeit der Verteilung der Komponenten von λ_G zu. Um einen Lösungsansatz hierfür zu gewinnen, wollen wir uns einer heuristischen Strategie bedienen, die sich in der biokybernetischen Systemanalyse zu bewähren scheint und die wir im Voraufgegangenen schon mehrfach ohne ausdrückliche Erwähnung angewandt haben: Wir wollen uns vorstellen, wir selbst stünden vor der Aufgabe, mit den Hilfsmitteln, die die Natur zur Verfügung hatte, ein Modell zu konstruieren, das dieselben Leistungen wie das menschliche Gehirn vollbringt — in

unserem Fall also ein System, das unter natürlichen Umständen zu einer einigermaßen veridikalen Wahrnehmung der Raumrichtungen imstande ist¹⁹.

Welche Sicherheitsmaßnahmen würde nun also ein Ingenieur für den Fall vorsehen, daß der für die Auswertung optischer Reizkonfigurationen verantwortliche Mechanismus mehrere, einander paarweise ausschließende Indikationen für die Vertikalrichtung liefert? Am zweckmäßigsten wäre wohl wiederum eine Bewertung der verschiedenen „Vorschläge“ nach Maßgabe ihrer *wahrscheinlichen Richtigkeit*. Woran aber ließe sich diese ermessen? Am ehesten doch wohl an der Abweichung jedes der konkurrierenden Richtungsvorschläge von einem anderweitig ermittelten, *provisorischen Vertikalindikator*.

Abb. 21 erläutert dieses Prinzip an einem geometrischen Vektormodell. Die Vektoren I, II, III und IV in Abb. 21a mögen die vom optischen System gelieferten „Vorschläge“ für die anschauliche Vertikale darstellen. Die Längenverhältnisse der Vektoren sollen sich dabei jeweils auf die Gewichtsverhältnisse der betreffenden Meldungen beziehen; wir sehen also vor, daß die Richtungen in der Streifenfeld-Primärachse hinsichtlich ihrer mutmaßlichen Vertikalität etwas höher bewertet werden, als die in der Sekundärachse (womit wir dem Umstand Rechnung tragen, daß in Abb. 4 die Primärampplituden überwiegend größer ausfallen als die Sekundärampplituden). Der absolute Betrag der Vektorlängen sei willkürlich normiert. Das Bezugssystem für die auftretenden Winkel sei retinafest. In diesem Bezugssystem haben die vier optischen Vektoren die Neigungswinkel $\beta_R + k \cdot \frac{\pi}{2}$ (mit $k = 0, 1, 2, 3$).

Zusätzlich führen wir nun — als Vektor V — die „rein vestibuläre Vertikale“ ein: ihr Neigungswinkel im vorliegenden Bezugssystem wäre λ'_R , also die (retinabezogene) Stellung einer als vertikal empfundenen Leuchtlinie im „rein vestibulären Versuch“ (s. S. 137). Gemäß Gl. (32) entspricht dieser Neigungswinkel bei Vorzeichenumkehr gerade der vestibulären Kompensationsgröße a ; wenn man ihn so interpretiert, muß man lediglich, wie in Abb. 21 geschehen, den Drehsinn des als Winkelsymbol fungierenden gekrümmten Pfeiles umkehren (vgl. zur Symbolik der Winkelbezeichnungen Abb. 7). Die Länge des Vektors V, bezogen auf die willkürliche Norm der Vektoren I bis IV, soll wiederum sein relatives Gewicht repräsentieren; im Sinne unseres bisherigen hypothetischen Ansatzes wäre sie also eine monoton fallende Funktion der optisch-vestibulären Verhältniszahl ψ .

¹⁹ Um sich bei Anwendung dieser Strategie nicht in der eventuell bestehenden Vielzahl technisch denkbarer Konstruktionsalternativen zu verlieren, ist zusätzlich die ergänzende Forderung zu erfüllen, daß das Modell in den entsprechenden Situationen auch dieselben typischen *Fehler* machen muß wie das Original.

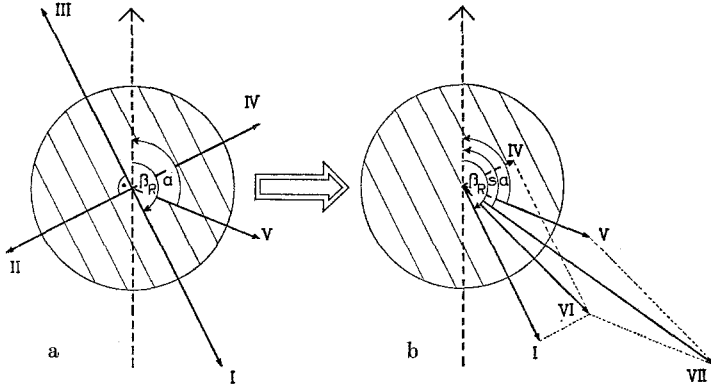


Abb. 21. Vektormodell. Die Kreisscheibe stellt jeweils die retinale Abbildung des Streifenfeldes dar; der unterbrochene Pfeil kennzeichnet die Retina-Mediane. Für weitere Erläuterungen vgl. den Text

Wenn wir die rein vestibuläre Vertikale ins Spiel bringen, so deshalb, weil die Vermutung naheliegt, daß gerade sie die Rolle jenes auf S. 156 geforderten „provisorischen Vertikalindikators“ spielt, in bezug auf welchen die Entscheidung zwischen den vier optischen Vorschlägen erfolgt. Dies wäre folgendermaßen zu denken. Bezogen auf die vestibuläre Senkrechte V haben die vier ausgezeichneten optischen Richtungen unterschiedlich große Neigungswinkel. So hat etwa der Vektor I gegenüber der vestibulären Senkrechten den Neigungswinkel $\beta_R - \lambda'_R$ bzw. $\beta_R + a$, Vektor II entsprechend $\beta_R + a + \frac{\pi}{2}$ usw. Nehmen wir nun an, daß sich jeder der vier optischen Vektoren automatisch um so stärker verkürzt, je weiter er von der vestibulären Senkrechten abweicht, je weniger spitz also der eben beschriebene Neigungswinkel ausfällt. In unserem Beispiel wäre also Vektor I nur wenig, Vektor IV schon wesentlich mehr verkürzt, während II und III praktisch verschwinden (Abb. 21 b).

Bildet man nunmehr die Resultante²⁰ (Vektor VI) aus den verkürzten optischen Vektoren, so stellt diese einen gleichsam nach entscheidungstheoretischen Gesichtspunkten erarbeiteten günstigsten End-Vorschlag des optischen Systems bezüglich der Vertikalrichtung dar. Aus diesem und der vestibulären Senkrechten V kann dann durch abermalige Resultantenbildung²⁰ unmittelbar die anschauliche Senkrechte (VII) gewonnen werden, mit der (retinabezogenen) Schräglage λ_R bzw. $-s$, vgl. Gl. (27).

²⁰ Es sei eigens darauf hingewiesen, daß das Vektor-Modell nur der Erläuterung der *qualitativen* Zusammenhänge dienen soll; die spezielle Methode der „Zwischengegenstands“-Erzeugung durch Resultantenbildung, also durch Vektoraddition, wird hier lediglich ihrer Anschaulichkeit wegen zugrunde gelegt; vgl. auch die Ausführungen auf S. 145.

Man muß sich nun klarmachen, daß der soeben skizzierte Ansatz auf eine *Vorwärtskompensation* im Sinne der Ausführungen auf S. 152ff. hinausläuft. Der Grundgedanke des Vektormodells — unter Vernachlässigung der abweichenden Detailspezifikationen, auf die in der letzten Anmerkung hingewiesen wurde — läßt sich nämlich in folgenden fünf Punkten zusammenfassen:

a) Die vom Auge zunächst in retinalen Koordinaten gemeldeten Neigungswinkel der optischen Reizkonturen werden auf die vestibuläre Senkrechte (Vektor **V**) bezogen.

b) Die vier optischen Hauptrichtungen (**I**, **II**, **III**, **IV**) werden ermittelt²¹.

c) Die vier Hauptrichtungen werden einer gewichteten Mittelung unterworfen (Vektor **VI**), wobei der Gewichtungsfaktor einer Hauptrichtung um so größer ist, je spitzer ihr Neigungswinkel²² ausfällt.

d) Die Vektoren **V** und **VI** werden ebenfalls gemittelt (Vektor **VII**), wobei die optisch-vestibuläre Verhältniszahl die Länge von **V** bestimmt.

e) Die Neigungswinkel der Reizkonturen gegen Vektor **VII** ergeben deren anschauliche Schräglage.

Wenn man im Sinne dieses Grundgedankens unseren bisherigen hypothetischen Ansatz (Abb. 18, S. 151) vervollständigt, so ergibt sich das Blockschaltbild Abb. 22a, welches in der Tat dem *linken* Teil der Abb. 20 (S. 155) insofern äquivalent ist, als sein wesentliches Merkmal die Einspeisung der Kompensationsgröße *hinter* der Abzweigung von x ist²³. Im einzelnen entsprechen den fünf angeführten Punkten die folgenden Operationen:

a) Die retinale Afferenz (l_R , b_R) wird zunächst „rein vestibulär“ kompensiert, d.h., es wird ein inferabler Vektor $\{(l_R + a), (b_R + a)\}$ gebildet.

21 Die Reihenfolge von a) und b) wäre beliebig vertauschbar, d.h. anstatt zunächst die gesamte optische Afferenz auf das vestibuläre Bezugssystem zu transformieren und danach die vier Hauptrichtungen zu ermitteln, hätte man ebensogut mit der Ausfilterung der Hauptrichtungen beginnen und erst danach deren Neigungswinkel gegen die vestibuläre Senkrechte bestimmen können (vgl. auch Anm. 23).

22 Gemäß a) ist Vektor **V** die Bezugsrichtung für diese Neigungswinkel.

23 Die Inferable s erscheint in Abb. 22 in ihre beiden Komponenten a und q zerlegt [vgl. Gl. (34), S. 138] und bleibt also selbst unrepräsentiert. Auf diese Weise wird im vorliegenden Fall die Zeichnung übersichtlicher; formal ist diese Darstellungsweise der von Abb. 18 völlig äquivalent: Hätte man die letztere gewählt, so wäre in Abb. 22a lediglich a aufzugabeln gewesen derart, daß ein Ast mit q zu s verrechnet und der andere (statt zur optischen Afferenz) zu x addiert wird. Letzteres würde übrigens genau der in Anm. 21 zugelassenen Vertauschung von a) und b) entsprechen. Wir empfehlen dem in der Systemtheorie wenig bewanderten Leser, dieses Alternativschaltbild zu Übungszwecken zu zeichnen und sich durch Nachrechnen von dessen Äquivalenz mit Abb. 22a zu überzeugen.

b) Dieser Vektor geht in einen „Filter“-Mechanismus F_I ein, der daraus die Erwartungswerte der optischen Vertikalen ermittelt. Da es nun mehrere solcher Erwartungswerte gibt, wird der Filterausgang, abweichend von Abb. 20, durch einen mehrdimensionalen, in unserem Fall vierdimensionalen Vektor x_I zu symbolisieren sein, dessen erste Komponente mit dem Skalar x_I aus Abb. 20 übereinstimmt, während die drei übrigen um Vielfache von $\pi/2$ von der ersten differieren. Trotz unserer Unkenntnis der genauen Arbeitsweise von F_I werden wir dabei annehmen dürfen, daß unter den optischen Reizkonturen die einzelne Leuchtlinie gegenüber dem Streifenfeld vernachlässigt werden kann, so daß x_I also praktisch allein durch die Streifenrichtung bestimmt wird. Es wird also sein

$$x_I = \left((b_R + a), \left(b_R + a + \frac{\pi}{2} \right), (b_R + a + \pi), \left(b_R + a + \frac{3\pi}{2} \right) \right). \quad (70)$$

c) Die nachfolgende Instanz hat nun die Komponenten dieses Vektors auf irgend eine Weise gewichtet zu mitteln, wobei sich die Stärke des Gewichts jeweils nach der Kleinheit der betreffenden Komponente richtet. Das Ergebnis dieser Operation wäre unser gesuchtes Restglied h .

d) Das Restglied h wird mit der optisch-vestibulären Verhältniszahl p multipliziert, woraus eine Inferable q resultiert.

e) Die Größe q wird von dem in a) definierten Vektor subtrahiert; hierdurch entsteht ein Vektor mit den Komponenten $(l_R + a - q)$ und $(b_R + a - q)$, der aber wegen (34) nichts anderes ist als

$$((l_R + s), (b_R + s)) = (l_S, b_S), \quad (71)$$

d.h. die anschauliche Schräglage der sichtbaren Reizkonturen.

Es wäre nun zu überlegen, ob sich mit dem Modell der Abb. 21 auch eine *Rückwärtskompensation* im Sinne des vorigen Paragraphen verbinden läßt. Bei einer solchen Rückwärtskompensation dürfte (vgl. Abb. 22b) nunmehr die zur Berechnung der Größe h führende Abzweigung aus dem optischen Kanal erst dann erfolgen, wenn q bereits in diesen eingespeist ist: In den Filter (F_{II}) hätte also nunmehr erst der Vektor (l_S, b_S) einzugehen.

Konkret würde das bedeuten, daß als „provisorischer Vertikalindikator“ (vgl. S. 156), an Hand dessen die Bewertung der vier optischen „Vorschläge“ erfolgt, nicht die *vestibuläre*, sondern die *anschauliche* Vertikale (also nicht a , sondern s) fungiert, oder, in terminis unseres Vektormodells (Abb. 21): daß die Gewichtung der vier reizkonfigurativen Haupttrichtungen I–IV nicht nach Maßgabe ihres Neigungswinkels gegen V, sondern vielmehr gegen VII erfolgen müßte. In die Bestimmung von VI müßte also Vektor VII eingehen, der seinerseits freilich wiederum

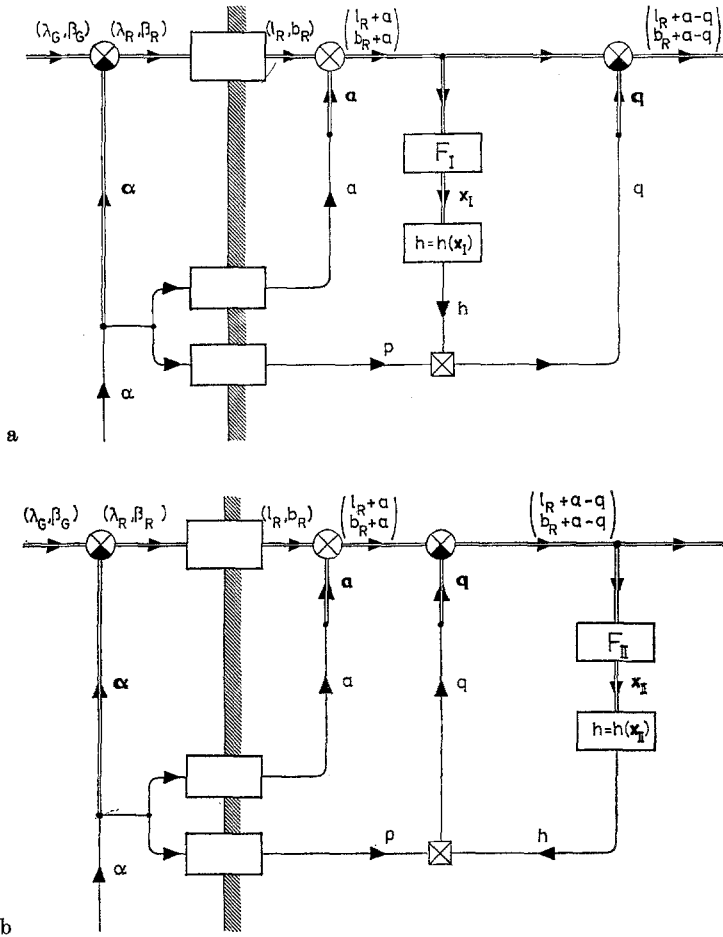


Abb. 22. a Vorwärts- und b Rückwärtsschaltung bei optischer Selbstkompensation unter zusätzlicher Verwendung vestibulärer Richtungsanzeige

erst aus der Interaktion eben dieses Vektors \mathbf{VI} mit Vektor \mathbf{V} resultiert, ein offensichtlicher Zirkel, aber eben kein vitiöser, sondern ein feedback-Zirkel, genau entsprechend dem von Abb. 22 b.

Es würde nämlich nunmehr aus (l_S, b_S) durch den Filter F_{II} der Vektor \mathbf{x}_{II} mit den vier Erwartungswerten für die *anschauliche* Lage der optischen Vertikalen als Komponenten ermittelt werden, es wäre also, analog zu (70),

$$\mathbf{x}_{II} = \left(b_S, \left(b_S + \frac{\pi}{2} \right), (b_S + \pi), \left(b_S + \frac{3\pi}{2} \right) \right). \quad (72)$$

Aus diesem Vektor würde nun durch gewichtete Mittelung der Komponenten, wobei auch hier die jeweils kleinste den höchsten Rang erhält, eine Inferable h gebildet, die dann in der bereits bekannten Weise weiter behandelt wird.

Bei der Berechnung von h kann wiederum das Prinzip der Integralregelung zugrunde gelegt werden (vgl. S. 154f.); wenn wir also mit $M(x_{II})$ das Ergebnis der gewichteten Mittelung der Komponenten von x_{II} bezeichnen, so möge

$$h = \int M(x_{II}) dt \quad (73)$$

gelten: In diesem Fall würde h sich solange ändern, bis

$$M(x_{II}) = 0, \quad (74)$$

d.h., bis die optische Resultante M im phänomenalen Bezugssystem aufrecht steht. Andererseits wäre die tatsächliche Existenz einer Integralregelung aus unseren Daten nicht nachprüfbar, und es gibt natürlich eine Reihe möglicher Alternativen dazu. Wir können dieses Problem jedoch ohne weiteres ausklammern.

Für den weiteren Gang der Argumentation genügt es, wenn wir nur allgemein als für Rückwärtskompensation typisch ansetzen

$$h = h(x_{II}), \quad (75)$$

so wie andererseits für Vorwärtskompensation gemäß Abb. 22a gilt

$$h = h(x_I). \quad (76)$$

Wir bezeichnen nun die jeweils *erste* Komponente der Vektoren x_I und x_{II} gemäß Gln. (70) und (72) als x_I bzw. x_{II} (skalar), wobei also

$$x_I = b_R + a \quad (77a)$$

$$x_{II} = b_R + s. \quad (77b)$$

Wenn wir ferner bedenken, daß alle vier Komponenten von x_I bzw. x_{II} immer bereits durch die jeweils erste festgelegt sind, können wir für den Fall, daß einer der beiden Ansätze der Abb. 22 zutrifft (was freilich wegen der Denkmöglichkeit beliebig vieler Alternativen nicht notwendig der Fall zu sein braucht), die Separationsansätze (44) und (51b) folgendermaßen ergänzen und zusammenfassen:

$$\hat{s} = \hat{a}(\alpha) - \hat{p}(\alpha) \cdot \hat{h}(x), \quad (78)$$

wobei für x je nach zugrunde gelegter Hypothese die rechte Seite einer der beiden Gln. (77) zu substituieren wäre.

Zur Prüfung dieser beiden Hypothesen bedenken wir das Folgende. Laut (51b) entspricht das Produkt hinter dem Minuszeichen in (78) der Größe \hat{q} . Bestimmen wir nun die *Extrema* der Funktion \hat{q} in bezug auf x , so erhalten wir durch partielle Differentiation bei festgehaltenem α

$$\frac{\partial \hat{q}}{\partial x} = -\hat{p}(\alpha) \cdot \frac{d\hat{h}}{dx} = 0. \quad (79)$$

Da $\hat{p}(\alpha)$ nirgends verschwindet (vgl. S. 167ff.), folgt hieraus für die Extrema von \hat{q}

$$\frac{d\hat{h}(x)}{dx} = 0, \quad (80)$$

also

$$x_{\text{Extr}} = \text{const}, \quad \text{insbesondere} \quad \neq f(\alpha). \quad (81)$$

Das bedeutet: Sucht man bei beliebiger Körperschräglage die Extrema von \hat{q} in Abhängigkeit von x , dann sollte bei Richtigkeit einer der beiden formulierten Hypothesen jeder zu einem solchen Extremum gehörige x -Wert gegenüber Änderungen der Körperschräglage invariant sein.

Um dies prüfen zu können, werden wir uns nachfolgend zunächst bemühen müssen, die eben formulierte Voraussage in den Observablenbereich zu übersetzen.

11. Fourier-Anpassung an λ^*

Gemäß Gl. (50) (S. 144) besitzen wir als bislang beste Abschätzung für \hat{q} die Hilfsgröße λ^* . Für die weitere Behandlung haben wir diese nun zunächst durch eine optimal an sie angepaßte Fourier-Entwicklung (λ^{**}) ersetzt, und zwar aus folgenden Gründen:

1. Man gewinnt durch dieses Verfahren einen analytischen Ausdruck für den oszillatorischen Anteil jeder Meßkurve, was für die rechnerische Behandlung ein beträchtlicher Vorteil ist.

2. Man darf erwarten, daß durch die Anpassung die Komponente a^* in (50) — der nichtlineare Anteil der rein vestibulären Senkrechten a — praktisch unterdrückt wird. Jedenfalls bleiben aus a^* nur jene (diskreten) Frequenzen erhalten, die der Fourier-Anpassung zugrunde liegen. Diese aber sind durch die Kreisfrequenz des Streifenfeldes bestimmt (vgl. S. 163), und da das Streifenfeld kausal nichts mit a zu tun hat, braucht nicht damit gerechnet zu werden, daß seine Kreisfrequenz und deren Harmonische im Spektrum von a^* zugleich als *bevorzugte* Frequenzen auftreten. Nur dann aber wäre eine Vernachlässigung von a^* bei der Interpretation der Fourier-Anpassung bedenklich.

3. Diese Erwägungen lassen sich auch auf die stochastische Variable ε ausdehnen. Wenngleich hier wohl keine strikte Unabhängigkeit vom Streifenfeld gefordert werden darf, wird man doch davon ausgehen können, daß ε im wesentlichen aleatorisch ist und durch die genannte Anpassung somit ganz wesentlich reduziert wird.

Die Anpassung wurde gemäß der folgenden Formel berechnet:

$$\lambda_i^{**} = \lambda^{**}(\beta_i) = \sum_{k=1}^m \theta_k \cdot \sin(k \cdot \omega \cdot \beta_i - \varphi_k), \quad (82)$$

wobei sich die Parameter θ_k und φ_k aus

$$\frac{\partial \delta_{m,\omega}}{\partial \theta_k} = 0 \quad \text{bzw.} \quad \frac{\partial \delta_{m,\omega}}{\partial \varphi_k} = 0 \quad (83a, b)$$

bestimmen, mit

$$\delta_{m,\omega} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\lambda_i^* - \lambda_i^{**})^2; \quad (84)$$

dabei ist i (mit $1, \dots, i, \dots, n \leq 360$) der laufende Index der zugehörigen Streifenfeld-Positionen (vgl. S. 110f.).

Zu klären bleibt noch die Wahl der *Grundfrequenz* ω und der *Bandbreite* m . Für die Grundfrequenz wäre theoretisch $\omega = 2$, entsprechend einer Grundperiodenlänge von $\tau = \frac{360}{\omega} = 180^\circ$, anzusetzen gewesen. Denn dies entspricht dem Intervall, nach dem die für die Oszillation verantwortliche Reizsituation (Streifenfeldneigung) identisch wiederkehrt, und zumindest im stationären Fall, aber auch — bei hinreichend langer Versuchsdurchführung — durchschnittlich im dynamischen, sollte die anschauliche Vertikale exakt diese Periodizität aufweisen. Praktisch ist jedoch zu berücksichtigen, daß wegen der natürlichen Variabilität in den Kenngrößen der Systemdynamik (Totzeit und Zeitkonstanten) mit einer gewissen Streuung der optimalen um die theoretische Grundfrequenz gerechnet werden muß, sofern, wie bei uns, die empirische Zeitreihe λ^* nur knapp doppelt so lang ist wie die Grundschnungsdauer der Anpassung λ^{**} .

Es empfahl sich also, die optimalen Frequenzen nicht zu erschließen, sondern empirisch aufzusuchen. Dies geschah — in Kombination mit der Bestimmung der optimalen Bandbreite — nach dem folgenden Verfahren²⁴.

In einem ersten Arbeitsgang wurde die Anpassung mit der theoretischen Grundperiodenlänge $\tau = 180^\circ$ vorgenommen. Dabei wurde die Komponentenzahl m , mit 1 beginnend, schrittweise erhöht und jedesmal der zugehörige mittlere quadratische Anpassungsfehler $\delta_{m,\omega}$ berechnet. Es zeigte sich dabei, daß regelmäßig nur die ersten 6 Fourier-Komponenten nennenswert zur Reduktion von $\delta_{m,\omega}$ beitrugen; wir gaben noch einen Sicherheitsspielraum zu und brachen die Entwicklung einheitlich bei $m = 9$ ab, d.h. bei einer oberen Grenzfrequenz von 18, entsprechend einer Schwingungsdauer von 20° Streifendrehung.

In einem zweiten Arbeitsgang wurde sodann noch die Grundperiodenlänge in 2° -Schritten variiert (also $\tau = 180 \pm 2, 4, 6 \dots^\circ$) und dazu jeweils erneut das $\delta_{m,\omega}$ bestimmt; diejenige Grundperiodenlänge, bei der $\delta_{m,\omega}$ ein Minimum erreichte, wurde sodann endgültig der Anpassung zugrunde gelegt. Tabelle 1 zeigt die solcherart ermittelten Grundperiodenlängen im Durchschnitt pro Vp und Versuchssituation.

²⁴ Ausgeführt auf IBM 1130.

Tabelle 1. *Optimale Grundperiodenlänge*

α		0°	30°	60°	90°	120°	150°	180°	a
$\dot{\beta}$ negativ	H.	185	179	179	181	181	178	182	180,7
	W.	181	190	181	182	183	180	183	182,9
	B.	192	190	187	183	183	177	—	185,3
$\dot{\beta}$ positiv	H.	181	178	181	181	182	183	184	181,4
	W.	181	183	182	177	179	189	182	181,9
	B.	179	181	176	178	179	181	189	180,4
b		183,2	183,5	181,0	180,3	181,2	181,3	184,0	182,1

^a Durchschnittswerte pro Vp und Streifendrehrichtung.

^b Durchschnittswerte pro Körperschräglage;

^{a, b} Gesamtdurchschnitt.

Im dritten und letzten Arbeitsgang wurden dann schließlich die soeben berechneten Amplituden- und Phasenkoeffizienten θ_k und φ_k zur Berechnung von λ^{**} in (82) eingesetzt, wobei für ω nunmehr jedoch wieder der theoretische Wert 2 zugrunde gelegt wurde. Dieses Verfahren ist offensichtlich etwas „schonender“, als hätte man von vornherein eine Anpassung mit $\omega = 2$ erzwungen; allerdings wären die solcherart vermiedenen Interferenzfehler immer noch zu vernachlässigen gewesen.

Das geschilderte Verfahren erlaubte zugleich, die Meßkurven auf Periodizität zu prüfen: Wenn bei fortgesetzter Steigerung oder Senkung der Grundperiodenlänge hinreichend lange kein Minimum von $\delta_{m,\omega}$ erreicht werden kann, so bedeutet das, daß in der Nachbarschaft von $\tau = 180^\circ$ keine Periodizität in der Meßkurve nachweisbar ist.

Aus technischen Gründen wählten wir eine Schranke von $\Delta\tau = \pm 24^\circ$, also einen Bereich von $156^\circ \leq \tau \leq 204^\circ$, innerhalb dessen ein echtes Minimum von $\delta_{m,\omega}$ erreicht sein mußte, wenn die Meßkurve zur Fourier-Anpassung zugelassen werden sollte. Sämtliche Meßkurven der Vpn H. und W. genügten diesem Kriterium, hingegen gab es bei Vp B. insgesamt 6 Ausfälle, einer davon bei Rechtsrotation des Streifenfeldes ($\alpha = 150^\circ$), die übrigen 5 bei Linksrotation (davon drei Kurven bei $\alpha = 180^\circ$ sowie je eine bei $\alpha = 30^\circ$ und 60°).

Diese starke Gestörtheit bei $\dot{\beta}$ negativ mag damit zusammenhängen, daß Vp B. auch beträchtliche subjektive Schwierigkeiten in der Objektivierung der anschaulichen Vertikalen bei Linksrotation des Streifenfeldes zu Protokoll gab (vgl. S. 113). Auf eine genauere Analyse dieses Sonderphänomens, das bei den beiden anderen Vpn keine Parallele hat, mußten wir vorerst verzichten.

Das dargestellte Anpassungsverfahren erlaubt nun eine weitere Verbesserung der Abschätzung (50) in der Form

$$\hat{q}(\alpha, \beta) = \lambda^{**}(\alpha, \beta - w). \quad (85)$$

Gemäß den Ausführungen auf S. 162 sind in dieser Gleichung die Größen α^* und ε nicht mehr enthalten. Damit ist die gesuchte Inferable \hat{q} bis auf einen horizontalen Verschiebungsbetrag w genau bestimmt²⁵.

12. Die entscheidende Probe

Wir wenden uns nunmehr wieder der am Schluß des vorletzten Paragraphen (S. 162) gestellten Frage zu, wie man die beiden dort formulierten Hypothesen durch parallele Operationen im Observablenbereich prüfen könne. Dazu gehen wir von Gl. (81) aus, von der wir zunächst die triviale Folgerung ableiten, daß auch die *Differenz* der x -Werte zweier aufeinander folgender Extrema von \hat{q} , insbesondere also z.B. zweier Primärextrema²⁶, eine von α unabhängige Konstante sein muß.

Die aus der Verschiebungshypothese abgeleitete Behauptung (85) verschärft nun die Bedingungen für die weitere Argumentation. Wenn sich nämlich \hat{q} und λ^{**} wirklich nur durch eine abszissenparallele Verschiebung w unterscheiden, so muß die obengenannte Differenz der x -Werte invariant dagegen sein, ob man sie an den Extremen von \hat{q} oder von λ^{**} bestimmt; die letztgenannte Hilfsgröße aber ist observabel.

Es folgt also aus (77a)

$$x_I(\hat{q}_{\text{Max}}) - x_I(\hat{q}_{\text{Min}}) = b_R(\lambda_{\text{Max}}^{**}) - b_R(\lambda_{\text{Min}}^{**}) + \{a(\lambda_{\text{Max}}^{**}) - a(\lambda_{\text{Min}}^{**})\}. \quad (86)$$

Auf Grund von (6b) können wir in dieser Gleichung die Inferable b_R durch β ersetzen²⁷. Nach allem, was man über das Zeitverhalten der rein vestibulären Senkrechten weiß (vgl. Geissler, 1968)²⁸, und in Anbetracht der im Mittel nur sehr geringfügigen Pegeldrift (vgl. Abb. 14, S. 141) dürfte ferner die Größe a in dem relativ kurzen Zeitraum zwischen zwei aufeinanderfolgenden Primärextremen von λ^{**} (1—1,5 min) ihren Betrag nicht wesentlich und vor allem nicht (bezüglich der Oszillation) systematisch ändern; wir sind also wohl berechtigt, den Ausdruck in den geschweiften Klammern zu vernachlässigen, und erhalten damit endgültig für *Vorwärtskompensation* die Bedingung

$$\beta(\lambda_{\text{Max}}^{**}) - \beta(\lambda_{\text{Min}}^{**}) \approx \text{const.} \quad (87)$$

²⁵ Die in (49) noch als Argument vorkommende Parametergröße $\dot{\beta}$ geht offenbar in w ein.

²⁶ Dieselbe Forderung wäre natürlich prinzipiell auch für die sekundären Extrema zu erheben, ließe sich wegen deren höherer Streuung dort aber nicht klar genug prüfen.

²⁷ Die Indices R können weggelassen werden, da wir es mit Winkeldifferenzen zu tun haben; vgl. Gl. (2) auf S. 125.

²⁸ Es ist zu beachten, daß die eigentliche Einschwingphase von a unmittelbar nach Versuchsbeginn in die Auswertung gar nicht eingeht, vgl. S. 110 und 111.

Für Rückwärtskompensation sollte entsprechend zu (86) gelten

$$x_{II}(\hat{q}_{\text{Max}}) - x_{II}(\hat{q}_{\text{Min}}) = \beta(\lambda_{\text{Max}}^{**}) - \beta(\lambda_{\text{Min}}^{**}) + \{s(\lambda_{\text{Max}}^{**}) - s(\lambda_{\text{Min}}^{**})\}. \quad (88)$$

Nun läßt sich aber aus (34), (48), (49) und (85) einfach die folgende Beziehung ableiten:

$$s = a - q^{\dagger} - \lambda^{**} + \varepsilon. \quad (89)$$

Es ist demnach

$$\begin{aligned} s(\lambda_{\text{Max}}^{**}) - s(\lambda_{\text{Min}}^{**}) &= \{a(\lambda_{\text{Max}}^{**}) - a(\lambda_{\text{Min}}^{**})\} - \{q^{\dagger}(\lambda_{\text{Max}}^{**}) - q^{\dagger}(\lambda_{\text{Min}}^{**})\} \\ &\quad - (\lambda_{\text{Max}}^{**} - \lambda_{\text{Min}}^{**}) + \varepsilon. \end{aligned} \quad (90)$$

Für die erste der beiden geschweiften Klammern in diesem Ausdruck gelten sinngemäß die im Anschluß an (86) angestellten Erwägungen. Wie sich ferner aus den Absolutbeträgen der Pegeldrift (Abb. 14, S. 141) abschätzen läßt, gilt für das Zeitverhalten der Größe q^{\dagger} , daß es in unserem Zusammenhang ebenfalls ohne weiteres vernachlässigt werden kann. Wir dürfen also auch die zweite der geschweiften Klammern in (90) unberücksichtigt lassen und erhalten somit für *Rückwärtskompensation* die Bedingung

$$\{\beta(\lambda_{\text{Max}}^{**}) - \beta(\lambda_{\text{Min}}^{**})\} - (\lambda_{\text{Max}}^{**} - \lambda_{\text{Min}}^{**}) \approx \text{const.} \quad (91)$$

Nun ist der Ausdruck in der zweiten Klammer von (91) aber nichts anderes als die *primäre Amplitude* von λ^{**} (vgl. dazu Abb. 3, S. 112), während die erste (geschweifte) Klammer, die identisch ist mit der linken Seite von (87), offensichtlich die ebenfalls in Abb. 3 eingeführte *primäre Basis* von λ^{**} darstellt. Die Entscheidung, ob eine der beiden genannten Hypothesen gültig ist, und wenn ja, welche, läßt sich also durch den Vergleich von primärer Basis und Amplitude von λ^{**} herbeiführen: Falls Vorwärtskompensation vorliegt, sollte sich die Basis für alle Körperschräglagen als konstant erweisen, während im Fall der Rückwärtskompensation die Differenz von Basis und Amplitude eine Invariante sein müßte (zur geometrischen Deutung dieser Differenz vgl. Abb. 3). Falls keine der beiden Forderungen sich erfüllt, stimmen entweder die beiden Hypothesen nicht oder eine der früher aufgestellten Voraussetzungen war unzutreffend.

Wie nun Abb. 23 und 24 erkennen lassen, ist tatsächlich keineswegs die primäre Basis, wohl aber die Differenz zwischen primärer Basis und Amplitude eine Konstante. Abb. 23 zeigt dies für die 3 Vpn einzeln, wobei der Ordinatenmaßstab der Basis bereits bei jeder Vp um einen konstanten Betrag parallelverschoben ist, so, daß die beiden Verläufe sich jeweils optimal decken. Abb. 24 zeigt in der oberen Hälfte dasselbe gemittelt für alle 3 Vpn; die untere Hälfte schließlich gibt unter denselben Bedingungen die Differenz zwischen Basis und Amplitude im Mittel für alle 3 Vpn wieder. Bei so überraschender Präzision, mit der sich die

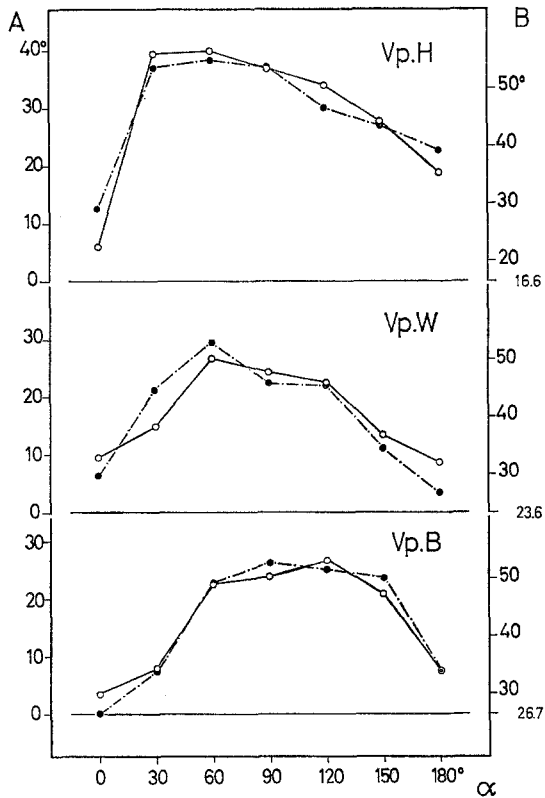


Abb. 23. Vergleich von primärer Basis und primärer Amplitude für die 3 Vpn getrennt. *A* Amplitude (unausgefüllte Punkte und durchgezogene Kurven), *B* Basis (ausgefüllte Punkte und strichpunktierte Kurven). Der Basis-Maßstab auf der rechten Seite ist für jede Vp um einen charakteristischen Betrag $B-A$ ($=16,6$; $23,6$; $26,7$) so nach unten verschoben, daß die verbleibende mittlere Differenz zwischen Basis- und Amplitudenkurve jeweils Null ergibt

Voraussage aus Hypothese II erfüllt, halten wir es für gerechtfertigt, für die optische Komponente *Rückwärtskompensation* gemäß Abb. 22b zu fordern.

13. Endgültige Formulierung des Modells

Wir haben unser Modell nun zunächst noch in bezug auf den auf S. 147ff. nur skizzierten Zusammenhang zwischen der optisch-vestibulären Verhältniszahl $\psi(\alpha)$ und der Augenrollung $\varrho(\alpha)$ zu klären.

Wie Abb. 15–17 zeigen, differieren die beiden Funktionen offensichtlich für $\alpha=0$, wo $\varrho=0$ wird, ψ jedoch einen zwar kleinen, aber von Null verschiedenen Wert behält: Auch bei aufrechter Körperlage stellt

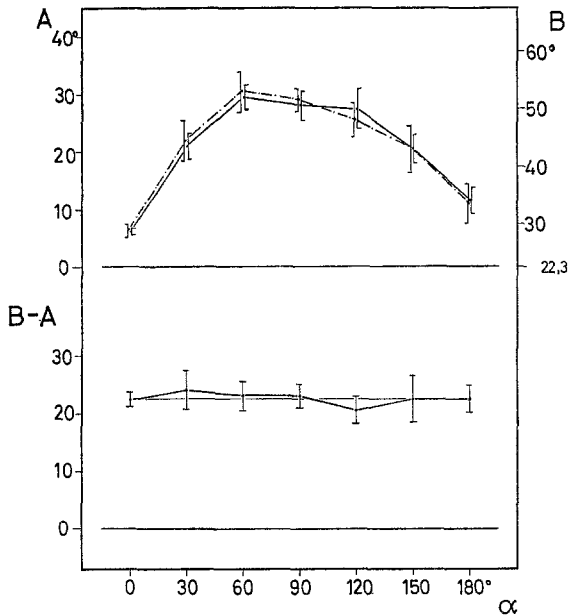


Abb. 24. Vergleich von primärer Basis und primärer Amplitude für die 3 Vpn zusammengefaßt. Die Streubreitemarken geben wieder die Varianz der Mittelwerte an, deren Berechnung analog zu Abb. 16 erfolgte. *Oberer Teil*: Ordinaten und Abszisse wie in Abb. 23. *Unterer Teil*: Schwankung der Differenz $B - A$ um den Mittelwert (22,3) aus den entsprechenden Werten der 3 Vpn

man ja eine wenn auch geringfügige Oszillation der Leuchtlinie fest (vgl. Abb. 4a). Dies ist nicht etwa nur eine Folge der Beliebigkeit in der Definition der Nullrichtung von ϱ , sondern hängt offensichtlich mit einem prinzipiellen Verlaufsunterschied von ϱ und ψ zusammen: Während ϱ nämlich, wie man weiß, bei Rechts- und Linksneigung des Körpers sein Vorzeichen wechselt (Abb. 25a), wird man von dem Gewichtungsfaktor p erwarten müssen, daß er immer positiv bleibt (Abb. 25b, vgl. auch S. 145 unten).

Nun wird in der Literatur (z. B. Miller, 1962) auf Grund von Befunden an einseitig labyrinthlosen behauptet, daß der Statolithenapparat jeder Kopfseite nur die Augenrollung nach *einer* Richtung kontrolliere. Das Befundmaterial ist nicht einheitlich (vgl. z. B. Fischer, 1930); in unserem Zusammenhang genügt jedoch die sparsamere Annahme, daß die Impulse zur Rechts- und zur Linksrollung der Augen von zwei separaten Rezeptorensystemen ausgehen (die im Prinzip auch auf derselben Macula-Fläche liegen könnten).

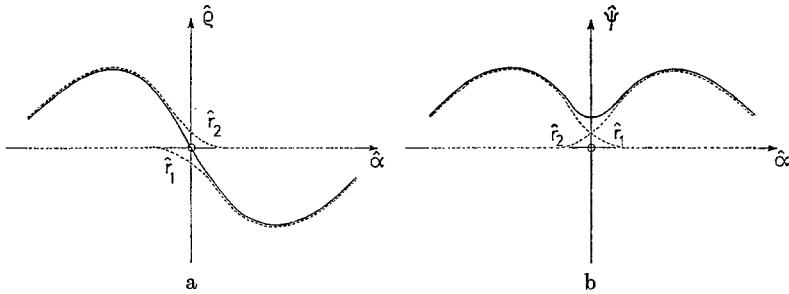


Abb. 25a u. b. Schema zur Interpretation der Abweichung von ϱ und ψ bei $\alpha = 0^\circ$. Die punktierten Kurven \hat{r}_1 und \hat{r}_2 stellen die Kennlinien zweier vestibulärer Teilsysteme dar, von denen das erstere bevorzugt auf Rechts-, das letztere bevorzugt auf Linksneigungen des Kopfes anspricht. Die Komponente r_1 geht in ϱ subtraktiv, in ψ additiv ein

Wenn wir also das efferente Kommando an die Augenmuskeln mit r bezeichnen und die für den kompensatorischen Charakter der Augenrollung erforderliche Vorzeichenumkehr in die Beziehung zwischen r und ϱ verlegen mit

$$r = -\varrho, \quad (92)$$

und wenn wir ferner im Sinne der soeben aufgestellten Annahme die Efferenz r zusammengesetzt denken aus einem positiven Anteil r_1 , der vorwiegend bei Rechts-, und einem ebenfalls positiven Anteil r_2 , der vorwiegend bei Linkslage des Kopfes anspricht, so ergibt sich

$$\varrho(\alpha) = r_2 - r_1. \quad (93)$$

Es läge dann nahe, für die optisch-vestibuläre Verhältniszahl den folgenden Ansatz zu machen:

$$\psi(\alpha) = r_2 + r_1. \quad (94)$$

Bei geringfügiger Überlappung von r_1 und r_r würde dies die Diskrepanz zwischen ϱ und ψ bei $\alpha = 0$ plausibel erklären (vgl. Abb. 25, punktierte Linien).

So vervollständigt, können wir unsere vorausgehend erarbeitete Interpretation des optisch-vestibulären Zusammenspiels bei der Wahrnehmung der Vertikalrichtung nunmehr im Blockschaltbild zusammenfassen (Abb. 26).

14. Validierung des Modells

Gegen die Art der Beweisführung in Paragraph 12 könnte eingewandt werden, daß sie lediglich bestimmte ausgezeichnete Punkte der Meßkurven, nämlich die Hauptextrema, verwendet, obwohl sich doch sicher

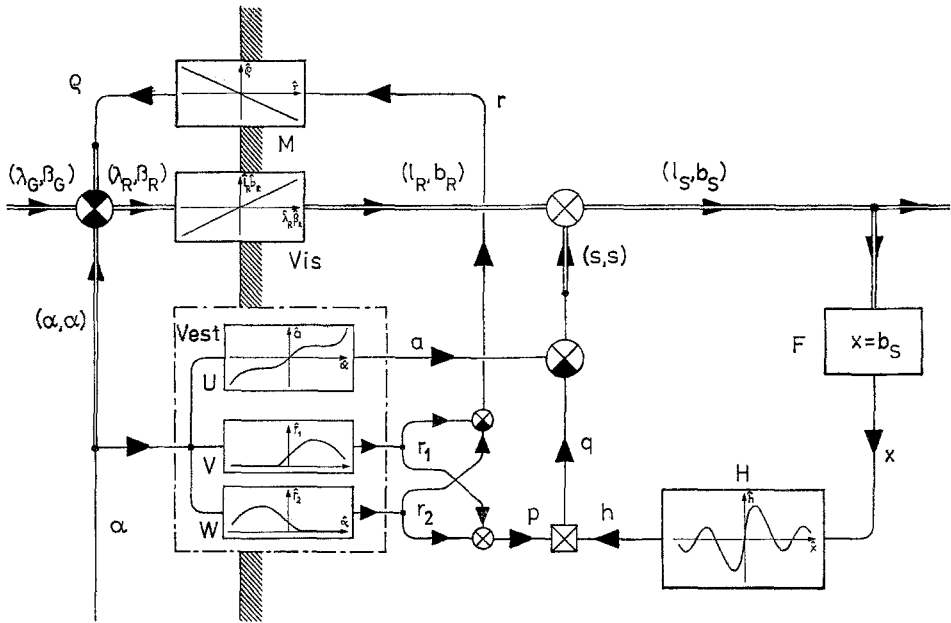


Abb. 26. Endgültige Fassung des Modells. — *M* okulomotorisches System. Überträgt das Kommando r zur Augenrollung linear, jedoch mit Vorzeichenumkehr auf die Augenrollung ρ . — *Vis* visuelles System. Überträgt den proximalen Reizkomplex (λ_R, β_R) linear auf einen afferenten Erregungskomplex (l_R, b_R) . — *Vest* vestibuläres System. Zerfällt in drei Teilsysteme *U*, *V* und *W*, von denen die beiden letzteren möglicherweise unmittelbar physiologisch interpretierbar sind (rechter und linker Utriculus?). Das Teilsystem *U* liefert die „rein vestibuläre“ Kompensationsgröße a , die im wesentlichen den Pegel unserer Meßkurven bestimmt. Die Erregungsdifferenz von *V* und *W* bestimmt die Augenrollung, während von der Summe beider Erregungen die mittlere Schwingungsbreite der Meßkurven abhängt. — *F* „Filter“ (entspricht F_{II} in Abb. 22b). Ermittelt die vier Vorzugsrichtungen der optischen Reizkonfiguration, bezogen auf die anschauliche Vertikale. — x eine dieser Vorzugsrichtungen [entspricht der ersten Komponente des Vektors x_{II} in (72)]. — *H* Teilsystem, in welchem die optischen Vorzugsrichtungen nach Maßgabe ihrer anschaulichen Schräglage gewichtet und zu einer Kompromißrichtung verarbeitet werden. Das Ergebnis (h) läßt sich als periodische Funktion von x beschreiben (entsprechend Abb. 27a). — Der Vektor (l_S, b_S) repräsentiert die wahrgenommene Schräglage von Leuchtlinie und Streifenfeld; die erstere bestimmt über das Teilsystem *C* in Abb. 8 (S. 126) die Betätigung des Drehknopfes durch die Vp

aus unserem Modell auch Voraussagen für den Kurvenverlauf im ganzen ableiten lassen, die dann eine breitere Basis für die Validierung abgeben könnten. Dies ist in der Tat der Fall.

Der Separationsansatz (78) lautet nunmehr vollständig [vgl. auch (77b)]

$$\hat{s}(\alpha, \beta_R) = \hat{a}(\alpha) - \hat{p}(\alpha) \cdot \hat{h}(b_R + \hat{s}). \quad (95)$$

Hieraus folgt

$$\frac{\hat{a}(\alpha) - \hat{s}(\alpha, \beta_R)}{\hat{p}(\alpha)} = \hat{h}(b_R + \hat{s}), \quad (96)$$

d. h., wenn man den Bruch links vom Gleichheitszeichen bildet, so müßte das Ergebnis, über $(b_R + \hat{s})$ als Abszisse aufgetragen, eine *für alle Körperschräglagen einheitliche Kurve*²⁹ ergeben. Falls dies tatsächlich zuträfe, so wären damit die drei wesentlichen Hypothesen unseres Modells bestätigt: 1. die *Superpositions-* und 2. die *Multiplikationshypothese* [wegen der Möglichkeit, die rechte Seite von (95) durch einen Subtraktions- und einen darauf folgenden Divisionsschritt α -unabhängig zu machen] sowie 3. die Annahme der *Rückwärtskompensation* (weil diese Invarianz an die Abszisse x_{II} gebunden ist).

Gemäß (44) ist nun der Zähler von (96) gleich der Inferablen $\hat{q}(\alpha, \beta_R)$, die ihrerseits wiederum nach (85) durch die Observable $\lambda^{**}(\alpha, \beta_R - w)$ ersetzt werden kann. Für den Nenner $\hat{p}(\alpha)$ können wir nach (59) und (60) auch $\psi(\alpha)$ schreiben. Wir gewinnen so einen Ausdruck

$$\chi(\alpha, \beta_R) = \frac{\lambda^{**}(\alpha, \beta_R - w)}{\psi(\alpha)} \quad (97)$$

als observable Interpretation von (96).

Zu klären bleibt dabei allerdings noch die Wahl der Abszisse. Hierzu unterziehen wir (97) zunächst zwecks Vereinfachung des Argumentes von λ^{**} einer Parallelverschiebung um w nach links:

$$\chi(\alpha, \beta_R + w) = \frac{\lambda^{**}(\alpha, \beta_R)}{\psi(\alpha)}. \quad (98)$$

Es ist ferner wegen (77 b), (6 b), (44) und (85)

$$\hat{x}_{II}(\alpha, \beta_R) = \beta_R + \hat{s}(\alpha, \beta_R) = \beta_R - \lambda^{**}(\alpha, \beta_R - w) + \hat{a}(\alpha) \quad (99)$$

oder, wiederum nach Parallelverschiebung um w ,

$$\hat{x}_{II}(\alpha, \beta_R + w) = (\beta_R + w) + \hat{s}(\alpha, \beta_R + w) = \beta_R - \lambda^{**}(\alpha, \beta_R) + v(\alpha, \hat{\beta}) \quad (100)$$

mit der Parametervariablen

$$v(\alpha, \hat{\beta}) = \hat{a} + w. \quad (101)$$

Somit erhalten wir endgültig

$$\chi(\beta_R - \lambda^{**} + v) = \frac{\lambda^{**}(\alpha, \beta_R)}{\psi(\alpha)} \quad (102)$$

und sagen demgemäß voraus, daß die Fourier-angepaßte Oszillationskomponente jeder Meßkurve, dividiert durch ihre mittlere Schwingungsbreite und aufgetragen über $(\beta_R - \lambda^{**})$, bis auf eine (von Kopfschräglage

²⁹ Nämlich die in Abb. 26 schematisch in Block *H* eingetragene Kennlinie, vgl. Abb. 27 a.

und Streifendrehrichtung abhängige) Phasenverschiebung v eine Invariante unter allen Versuchsbedingungen sein müsse.

Abb. 27a zeigt nun den Verlauf von χ bei Vp H. für sämtliche Kopfschräglagen. Die Kurven wurden dabei bis zu optimaler Koinzidenz abszissenparallel verschoben, was einer Eliminierung der irrelevanten Phasenkomponente v in (102) gleichkommt. Man kann in der Tat zwischen den einzelnen Verläufen keine systematischen Unterschiede erkennen, und eine Varianzanalyse, für jeden Abszissenschritt getrennt vorgenommen, ergab denn auch keinerlei signifikante Unterschiede bezüglich der Kopfschräglagen.

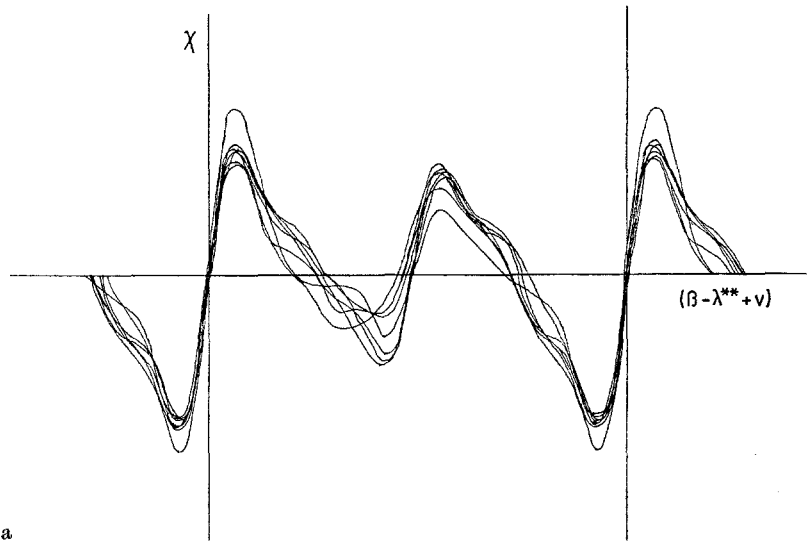
Immerhin gewinnt man aber bei Betrachtung von Abb. 27b, aufgenommen unter der Bedingung $\alpha = 0$, doch den Eindruck eines qualitativ leicht veränderten Verlaufs insofern, als die Kurven jeweils im Intervall zwischen Maximum und folgendem Minimum etwas von der Abszissenlinie „festgehalten“ zu werden scheinen.

Um dies quantitativ zu prüfen, wählten wir das empfindlichste unter den zur Verfügung stehenden Verfahren, nämlich die Entwicklung des *Amplitudenspektrums* von χ unter allen Versuchsbedingungen. Abb. 28 zeigt das Ergebnis für die 3 Vpn individuell und gemittelt.

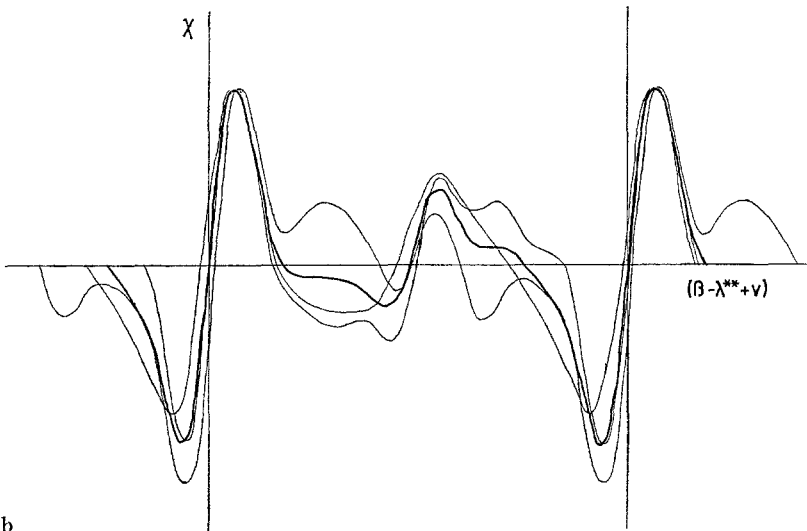
Über die Werte θ_k/ψ des Amplitudenspektrums wurde für alle Fourier-Komponenten k eine Varianzanalyse bezüglich der Variablen α (Körperneigung) durchgeführt. Wie aus Tabelle 2 ersichtlich, ergibt sich dabei für die Körperneigung in der 3., 4. und 6. Komponente tatsächlich ein hochsignifikant überzufälliger und in der 7. Komponente ein signifikant überzufälliger Einfluß auf die Amplitudenwerte. Die signifikanten Ergebnisse für die 6. und 7. Komponente gehen offensichtlich auf Vp W. zurück (vgl. Tabelle 2); den 3 Vpn gemeinsam sind, wie auch Abb. 28 zeigt, die überzufälligen Differenzen in der 4. Komponente.

Die nächste Frage, ob irgendein systematischer Trend bezüglich des Einflusses der Körperneigung auf das Amplitudenspektrum besteht, beantwortet Abb. 28, in der für alle Vpn bei der 3. und 4. Komponente die erste Säule ($\alpha = 0$) einen wesentlich höheren Amplitudenwert hat als die übrigen Säulen. Darüber hinaus scheinen bei einzelnen Vpn und einzelnen Komponenten systematische Trends zu bestehen, die sich bei der Mittelung über Vpn jedoch gegenseitig aufheben, so daß die gemittelten Amplitudenspektren, abgesehen von der genannten Abweichung bei aufrechter Kopfhaltung, keinen für alle Komponenten gültigen systematischen Trend erkennen lassen. Die Differenzen der Amplituden-Mittelwerte können daher mit dem Newman-Keuls-Verfahren (Winer, 1962, p. 80ff.) auf ihre Signifikanz überprüft werden. Die Ergebnisse dieser Berechnungen, die in Tabelle 3 dargestellt sind, bestätigen den bei der Inspektion von Abb. 28 gewonnenen Eindruck: Signifikante Mittelwertsdifferenzen finden sich nur für diejenigen Vergleiche, die eine Körperneigung von 0° involvieren. Auch auf dem Niveau individueller Vpn — die Ergebnisse dieser Berechnungen können aus Platzgründen hier nicht wiedergegeben werden — wurde bei keinem einzigen Vergleich zwischen Körperneigungen $\neq 0^\circ$ eine überzufällige Mittelwertsdifferenz gefunden.

Zusammenfassend läßt sich also feststellen, daß die im Anschluß an (102) aufgestellte Forderung der α -Invarianz von χ für alle Körperschräglagen außer $\alpha = 0$ als erfüllt angesehen werden darf, wobei die

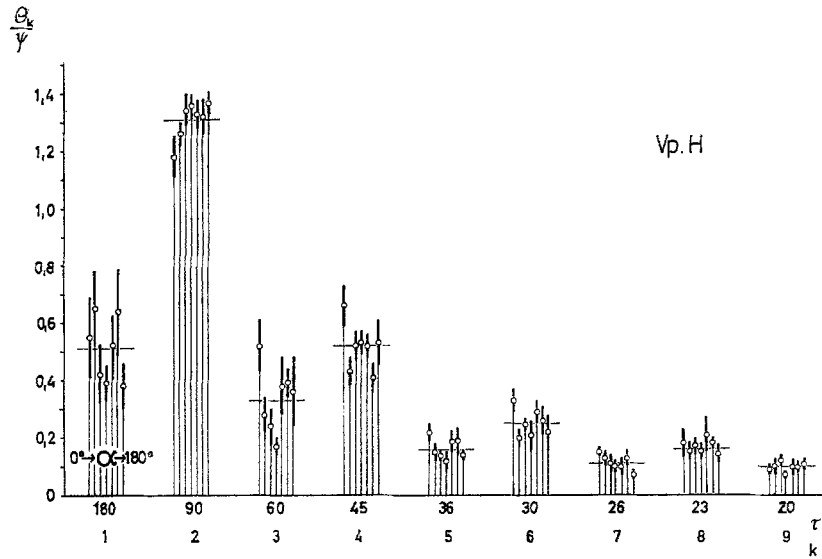


a

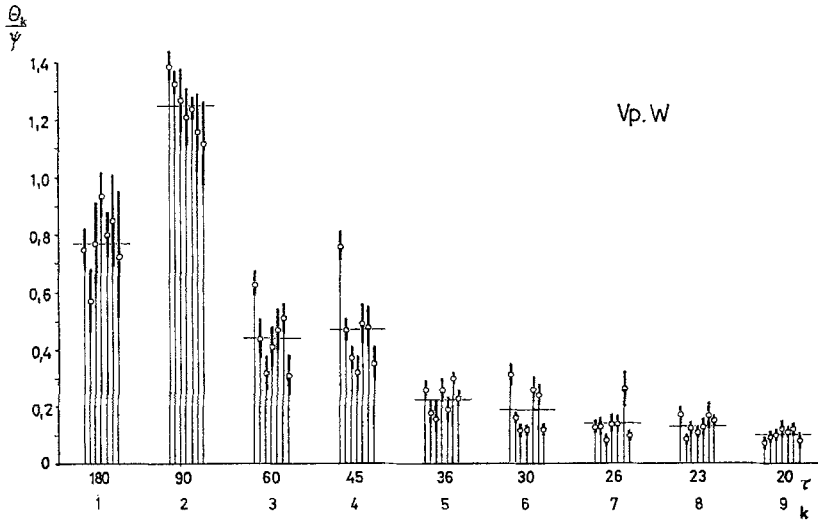


b

Abb. 27. a Funktion χ bei Vp H. Jede der sieben Einzelkurven gibt den (komponentenweise) gemittelten Verlauf von χ in den sechs Versuchen einer Körperschräglage wieder. Das Abszissenintervall zwischen den beiden eingezeichneten Ordinaten beträgt 180° . Es ist kein systematischer Unterschied der Kurven erkennbar, d.h., die Funktion χ ist bei der gewählten Abszisse unabhängig von α . — b Verlauf von χ bei Vp H. unter der Bedingung $\alpha = 0$ und β negativ. Die dünnen Kurvenzüge entsprechen den drei einzelnen Versuchsdurchgängen, die dick gezeichnete Kurve ergibt sich daraus wiederum durch Mittelung der gleichnamigen Fourier-Komponenten

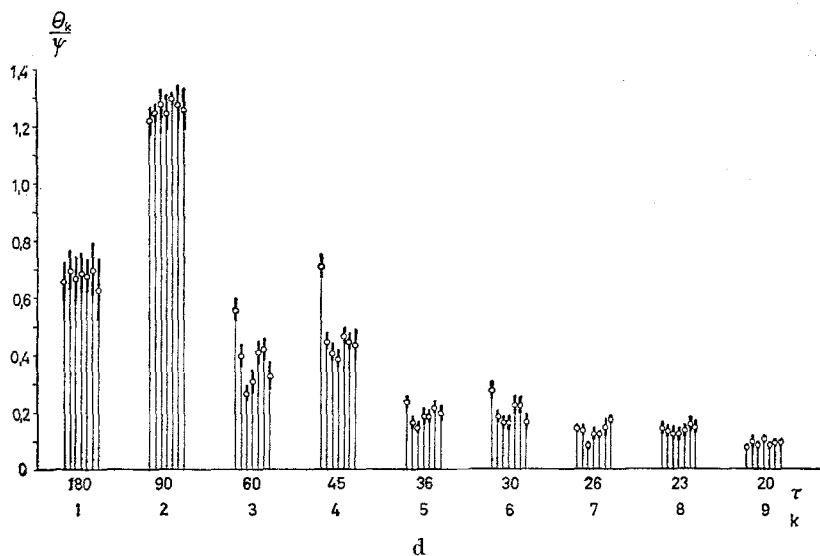
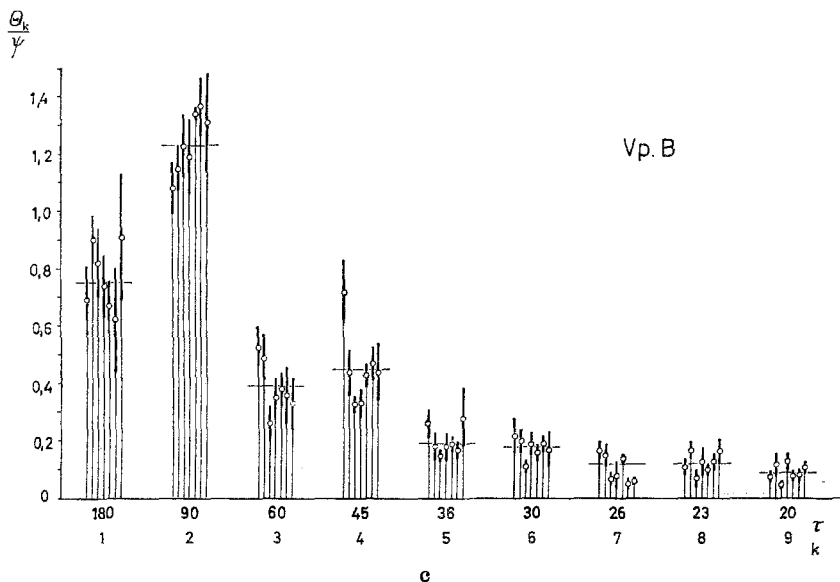


a



b

Abb. 28a—d. Amplitudenspektrum von χ für die 3 Vpn einzeln (a, b und c) und gemittelt (d). — Ordinate: normierter Amplituden-Koeffizient der k -ten Fourier-Komponente. Die Streubreitemarkierung gibt die Varianz der Mittelwerte an. Die Horizontalstriche bei jeder Komponente in a—c bezeichnen das Mittel aus den zugehörigen sieben Einzelwerten. Diese Mittelwerte wurden zur Rekonstruktion der Versuchsergebnisse (vgl. S. 177f.) verwandt. — Abszisse: Index (k) bzw. Schwingungsdauer (τ) der betreffenden Fourier-Komponente. Die sieben ein-



zeln Säulen bei jeder Komponente bezeichnen, von links nach rechts, die verschiedenen Körperschräglagen $\alpha = 0, 30, 60, 90, 120, 150, 180^\circ$ (vgl. Abb. 28a, Hinweis bei $k=1$). Im Sinne der Theorie dürften jeweils die sieben Koeffizienten derselben Komponente nicht signifikant voneinander abweichen. Tatsächlich ragen aber in der 3. und 4. Komponente die Werte für $\alpha = 0^\circ$ deutlich über die anderen hinaus. Weitere systematische Trends könnten vorhanden sein, wären aber von der Größenordnung her zunächst vernachlässigbar

Tabelle 2. *F-Tests aus der Varianzanalyse für die normierten Amplitudenwerte θ_k/ψ*

<i>k</i>	Versuchspersonen			Über Vpn gemittelt
	H.	W.	B.	
1	—	—	—	—
2	1,62	—	1,20	—
3	2,51*	2,95*	1,49	5,33**
4	2,52*	6,57**	3,83**	9,65**
5	1,30	1,99	—	2,02
6	1,12	5,45**	—	3,57**
7	1,41	2,79*	2,42	2,29*
8	—	1,06	—	—
9	—	—	1,30	—
FG	6/33	6/34	6/29	6/109

k = Komponenten der Fourier-Zerlegung, * = Signifikant auf dem 5%-Niveau, ** = Signifikant auf dem 1%-Niveau, — = $F < 1,00$.

Tabelle 3. *t-Tests für Mittelwert-Paarvergleiche nach dem Newman-Keuls-Verfahren. Über alle Vpn und über die beiden Streifenfeld-Drehrichtungen gemittelte Werte. Die Mittelwert-Differenzen wurden gegen die Fehlervarianz aus der Varianzanalyse (Tabelle 2, rechte Spalte) getestet; daher ist FG = 109*

α	<i>k</i>	0°	30°	60°	90°	120°	150°
30°	1	0,46					
	2	0,68					
	3	3,97*					
	4	7,61**					
	5	3,50					
	6	4,16*					
	7	0,77					
	8	0,74					
	9	1,96					
60°	1	0,00	0,45				
	2	1,30	0,61				
	3	6,97**	2,96				
	4	8,53**	0,90				
	5	4,21*	0,70				
	6	5,11**	0,94				
	7	3,58	2,76				
	8	1,20	0,46				
	9	1,19	0,76				
90°	1	0,40	0,06	0,39			
	2	0,70	0,00	0,61			
	3	6,24**	2,19	0,82			
	4	9,30**	1,56	0,64			

Tabelle 3 (Fortsetzung)

α	k	0°	30°	60°	90°	120°	150°
	5	2,59	0,94	1,65			
	6	4,89**	0,67	0,28			
	7	1,04	0,25	2,55			
	8	1,18	0,43	0,04			
	9	2,14	0,15	0,92			
120°	1	0,24	0,21	0,23	0,15		
	2	1,69	1,00	0,40	1,01		
	3	3,49*	0,42	3,34	2,58		
	4	6,74**	0,75	1,64	2,30		
	5	2,43	1,00	1,69	0,09		
	6	2,26	1,81	2,73	2,49		
	7	1,21	0,44	2,28	0,20		
	8	0,68	0,04	0,49	0,47		
	9	1,06	0,85	0,11	1,01		
150°	1	0,58	0,12	0,57	0,19	0,33	
	2	1,19	0,50	0,11	0,50	0,51	
	3	3,30*	0,66	3,62	2,85	0,23	
	4	7,43**	0,17	1,08	1,73	0,58	
	5	1,03	2,43	3,13	1,52	1,39	
	6	2,27	1,86	2,80	2,56	0,03	
	7	0,14	0,90	3,66	1,16	1,32	
	8	0,66	1,37	1,83	1,82	1,31	
	9	1,49	0,46	0,29	0,62	0,40	
180°	1	0,37	0,79	0,37	0,74	0,57	0,90
	2	0,82	0,18	0,39	0,18	0,76	0,29
	3	5,17**	1,41	1,37	0,62	1,78	2,03
	4	7,33**	0,16	0,69	1,30	0,86	0,32
	5	1,77	1,50	2,16	0,64	0,54	0,78
	6	4,63*	0,71	0,17	0,09	2,39	2,46
	7	3,58	2,80	0,21	2,61	2,34	3,64
	8	0,01	0,70	1,13	1,11	0,64	0,59
	9	1,36	0,47	0,24	0,62	0,34	0,04

α = Körperneigung, k = Komponenten der Fourier-Zerlegung, * = Signifikant auf dem 5%-Niveau, ** = Signifikant auf dem 1%-Niveau.

Abweichungen bei aufrechter Körperstellung immerhin so feinschlägig sind, daß sie erst bei dem empfindlichen Verfahren der Spektralzerlegung statistisch nachweisbar werden.

In einem letzten Arbeitsgang wurde das Modell daraufhin geprüft, ob es in der Lage ist, die Versuchsergebnisse zu reproduzieren. Zu diesem Zweck wurden für jede V_p die χ -Kurven aus *sämtlichen* Versuchsreihen nach Amplituden und Phasen gemittelt und die Resultierende als

Charakteristik des Blockes H in Abb. 26 eingesetzt. Sodann wurde, für jede *Kopfschräglage* gesondert (aber ohne Rücksicht auf die Streifendrehrichtung), der mittlere *Pegel* (λ_R^1) berechnet und gemäß (42 b) als Abschätzung für $a(\alpha)$ verwandt; ebenso diente das durchschnittliche $\psi(\alpha)$ als Abschätzung für $p(\alpha)$. Diese Daten wurden nun, wiederum auf IBM 1130, nach einem Programm verarbeitet, das entsprechend der (entscheidenden) rechten Hälfte des Modells Abb. 26 aufgebaut war; das Zeitverhalten des Rückwärtskompensationskreises wurde so ausgelegt, daß es keinen merklichen Einfluß auf den Verlauf der Ergebnisse nahm.

Die weißen unterlegten Kurven in Abb. 4 (s. S. 114 f.) zeigen das Resultat dieser Berechnung bei Vp W. An sichtbaren Abweichungen von den empirischen Kurven ergeben sich, abgesehen von der wegfallenden Unregelmäßigkeit ε , nur das Fehlen von Phasenverschiebungen und der notwendigerweise intermediäre Verlauf des jeweiligen Pegels; die oben erwähnte Abweichung des empirischen vom theoretisch geforderten Verlauf bei $\alpha=0$ hingegen ist mit bloßem Auge gar nicht mehr wahrnehmbar. Man darf eben nicht vergessen, daß bei $\alpha=0$ die mittlere Schwingungsbreite ψ minimal ist; diese steht aber in (102) im Nenner, so daß die Berechnung von χ in diesem Fall eine Vergrößerung impliziert, wobei natürlich auch alle geringfügigen Abweichungen entsprechend mitwachsen (Abb. 27 b). Immerhin aber sind diese Abweichungen vorhanden und statistisch gesichert; und sie werden durch unser Modell nicht erklärt. Bedenkt man freilich, daß es sich hier um die aufrechte Kopfhaltung handelt und die „attrahierende“ Abszisse in Abb. 27 b demnach die *Mediane* des Kopfes und der Retina darstellt, so bieten sich naheliegende Erklärungen für dieses Phänomen an. Selbstverständlich ist aber auch immer damit zu rechnen, daß die mehrfachen Idealisierungen, die wir vorhergehend beim Schluß vom dynamischen auf den stationären Kurvenverlauf vornehmen mußten, insbesondere die Verschiebungshypothese (s. S. 143 ff.), für das empfindliche Verfahren der Spektralanalyse eben doch schon zu grob sind. Hierüber zu spekulieren ist müßig; es bedarf nunmehr der Fortführung der Arbeit unter stationären Bedingungen.

Liste der Variablen

	Symbol	Ein- geführt auf S.	Kurze Erläuterung
1. Observable Wirkgrößen	λ_G	112	Neigungswinkel der Leuchtlinie gegen die Schwerkraftrichtung
	β_G	112	Neigungswinkel des Streifenfeldes gegen die Schwerkraftrichtung

Liste der Variablen

	Symbol	Ein- geführt auf S.	Kurze Erläuterung
	α	112	Neigungswinkel der Kopf- (= Körper-) hochachse gegen die Schwerkraftrichtung
	λ_R	125	Neigungswinkel der Leuchtlinie gegen die Retina-Mediane
	β_R	125	Neigungswinkel des Streifenfeldes gegen die Retina-Mediane
	ϱ	125	Neigungswinkel der Retina-Mediane gegen die Kopfhochachse („Augenrollung“)
	ε	126	stationäre stochastische Variable mit vernachlässigbarer Varianz und Erwartungswert Null
2. Observable Hilfsgrößen	$\dot{\beta}$	136	Drehgeschwindigkeit des Streifenfeldes
	λ^\dagger	138	Pegelkomponente von λ
	λ^*	138	Oszillationskomponente von λ
	$\frac{d\lambda^\dagger}{d\beta}$	139	Pegeldrift
	$\bar{\lambda}^\dagger$	140	Pegelmittel
	ψ	145	Mittlere Schwingungsbreite von λ^* („Optisch-vestibuläre Verhältniszahl“)
	λ^{**}	162	Fourier-Anpassung an λ^*
	θ_k	163	k -ter Amplituden-Koeffizient von λ^{**}
	φ_k	163	k -ter Phasen-Koeffizient von λ^{**}
	ω	163	Grundfrequenz von λ^{**}
	$\delta_{m, \omega}$	163	mittlere quadratische Differenz zwischen λ^{**} und λ^* bei Anpassung mit m Komponenten und Grundfrequenz ω („Mittlerer Anpassungsfehler“)
	τ	163	Grundperiodenlänge von λ^{**}
	χ	171	Objektivierung von h
3. Inferable Wirkgrößen	l_S	127	anschauliche Schräglage der Leuchtlinie
	l_R	128	afferente optische Meldung der retinalen Lage der Leuchtlinie
	b_R	128	afferente optische Meldung der retinalen Lage des Streifenfeldes
	a	128	afferente vestibuläre Meldung der Kopfschräglage im Schwerfeld (Grundlage der „Vestibulären Vertikalen“)

Liste der Variablen

	Symbol	Ein- geführt auf S.	Kurze Erläuterung
	s	131	Kompensationsgröße im System der Vertikalkonstanz (Grundlage der „Anschaulichen Vertikalen“)
	b_s	131	anschauliche Schräglage des Streifenfeldes
	q	138	Gesamtheit aller optisch mitbedingten Einflüsse auf die anschauliche Senkrechte
	p	145	vestibuläre Einwirkung auf das optisch-vestibuläre Gewichtsverhältnis
	h	145	rein optisch bedingte Einflüsse auf die anschauliche Senkrechte
	x_I, x_{II}	161	Neigung des Streifenfeldes in dem für die relative Gewichtung der vier optischen Hauptrichtungen relevanten Bezugssystem (I: bei Vorwärts-, II: bei Rückwärtskompensation)
	r	169	efferentes Kommando zur Augenrollung
	r_1, r_2	169	bei Rechts- bzw. Linksneigung des Kopfes aktivierte Komponente von r
4. Inferable Hilfsgrößen	a^\dagger	141	linearer Anteil von a
	a^*	141	nichtlinearer Anteil von a
	q^\dagger	141	linearer Anteil von q
	q^*	141	nichtlinearer (periodischer) Anteil von q
	Δq	144	Differenz zwischen q^* und dem stationären Verlauf von q
	w	144	abszissenparallele Verschiebung zur Minimierung von Δq
	v	171	abszissenparallele Verschiebung zur Herbeiführung optimaler Koinzidenz der Kurven χ bei verschiedenen Körperschräglagen

Literatur

- Alexander, G., Barany, R.: Psychophysiologische Untersuchungen über die Bedeutung des Statolithenapparates für die Orientierung im Raume an Normalen und Taubstummen. *Z. Psychol.* **37**, 321, 414 (1904).
- Bischof, N.: Erkenntnistheoretische Grundlagenprobleme der Wahrnehmungspsychologie. In: *Handbuch der Psychologie*, Bd. 1/I, Bewußtsein und Wahrnehmung (W. Metzger u. H. Erke, Hrsg.), S. 21—78. Göttingen: Verlag für Psychologie 1966a.

- Bischof, N.: Psychophysik der Raumwahrnehmung. In: *Handbuch der Psychologie*, Bd. 1/I, Bewußtsein und Wahrnehmung (W. Metzger u. H. Erke, Hrsg.), S. 307—408. Göttingen: Verlag für Psychologie 1966b.
- Stellungen-, Spannungs- und Lagewahrnehmung. In: *Handbuch der Psychologie*, Bd. 1/I, Bewußtsein und Wahrnehmung (W. Metzger u. H. Erke, Hrsg.), S. 409—497. Göttingen: Verlag für Psychologie 1966c.
- Optic-vestibular orientation to the vertical. In: H. H. Kornhuber (ed.), *Handbook of sensory physiology*, vol. VI. Berlin-Heidelberg-New York: Springer 1971 (in Vorbereitung).
- Brunswik, E.: *Wahrnehmung und Gegenstandswelt*. Leipzig-Wien: Deuticke 1934.
- Fischer, M. H.: Messende Untersuchungen über die Gegenrollung der Augen und die Lokalisation der scheinbaren Vertikalen bei seitlicher Neigung des Gesamtkörpers um 360°. 3. Mitteilung: Untersuchungen an einem Ertaubten mit Funktionsuntüchtigkeit beider Vestibularapparate und einem einseitig labyrinthlosen. *Albrecht v. Graefes Arch. Ophthal.* **123**, 509 (1930).
- Garner, W. R., Hake, H. W., Eriksen, Ch. W.: Operationism and the concept of perception. *Psychol. Rev.* **63**, 149 (1956).
- Geißler, H.-G.: Zur kybernetischen Analyse von Bezugssystemen. In: Drischel, H., u. N. Tiedt (Hrsg.), *Biokybernetik II*, S. 22—30. Jena: Fischer 1968.
- Gibson, J. J.: The relation between visual and postural determinants of the phenomenal vertical. *Psychol. Rev.* **59**, 370—375 (1952).
- Hofmann, F. B., Bielschowsky, A.: Über die Einstellung der scheinbaren Horizontalen und Vertikalen bei Betrachtung eines von schrägen Konturen erfüllten Gesichtsfeldes. *Pflügers Arch. ges. Physiol.* **126**, 453 (1909).
- Holst, E. v.: Die Arbeitsweise des Statolithenapparates bei Fischen. *Z. vergl. Physiol.* **32**, 60 (1950).
- Hubel, D. H., Wiesel, T. N.: Receptive fields of single neurons in the cat's striate cortex. *J. Physiol. (Lond.)* **148**, 574 (1959).
- Kleint, H.: Versuche über die Wahrnehmung. *Z. Psychol.* **138**, 1 (1936).
- Koffka, K.: *Principles of gestalt psychology*. London: Routledge 1936.
- Lindemann, H. H.: Studies on the morphology of the sensory regions of the vestibular apparatus. *Erg. Anat. Entwickl.-Gesch.* **42**, 1 (1969).
- MacCorquodale, K., Meehl, P. E.: On a distinction between hypothetical constructs and intervening variables. *Psychol. Rev.* **55**, 95 (1948).
- Miller, E. F.: Counterrolling of the human eyes produced by head tilt with respect to gravity. *Acta oto-laryng. (Stockh.)* **54**, 479 (1962).
- Nagel, E.: *The structure of science*. London: Routledge & Kegan 1961.
- Oppelt, W.: *Kleines Handbuch technischer Regelvorgänge*. Weinheim: Chemie 1960.
- Schöne, H.: Über den Einfluß der Schwerkraft auf die Augenrollung und auf die Wahrnehmung der Lage im Raume. *Z. vergl. Physiol.* **46**, 57 (1962).
- Wertheimer, M.: Experimentelle Studien über das Sehen von Bewegung. *Anhang. Z. Psychol.* **61**, 161 (1912).
- Winer, B. J.: *Statistical principles in experimental design*. New York: McGraw Hill 1962.
- Witkin, H. A.: Perception of body position and of the position of the visual field. *Psychol. Monographs: Gen. and Appl.* **63**, No 7 (1949).

Priv.-Doz. Dr. Norbert Bischof
Max-Planck-Institut
für Verhaltensphysiologie
D-8131 Seewiesen/Obb.

Dr. Eckart Scheerer
Psychologisches Institut
der Ruhr-Universität
D-4630 Bochum-Querenburg